



**You have downloaded a document from
RE-BUS
repository of the University of Silesia in Katowice**

Title: Weryfikacja planów leczenia dla urządzenia Gamma Knife za pomocą metod eksperymentalnych stosowanych w fizyce jądrowej

Author: Anna Kokosza

Citation style: Kokosza, Anna. (2018). Weryfikacja planów leczenia dla urządzenia Gamma Knife za pomocą metod eksperymentalnych stosowanych w fizyce jądrowej. Praca doktorska. Katowice : Uniwersytet Śląski

© Korzystanie z tego materiału jest możliwe zgodnie z właściwymi przepisami o dozwolonym użytku lub o innych wyjątkach przewidzianych w przepisach prawa, a korzystanie w szerszym zakresie wymaga uzyskania zgody uprawnionego.



UNIWERSYTET ŚLĄSKI
W KATOWICACH



Biblioteka
Uniwersytetu Śląskiego



Ministerstwo Nauki
i Szkolnictwa Wyższego

UNIwersytet Śląski w Katowicach
Wydział Matematyki, Fizyki i Chemii
Instytut Fizyki im. Augusta Chełkowskiego

ANNA KOKOSZA

Nr albumu: 6522

Rozprawa doktorska

**WERYFIKACJA PLANÓW LECZENIA DLA URZĄDZENIA
GAMMA KNIFE ZA POMOCĄ METOD EKSPERYMENTALNYCH
STOSOWANYCH W FIZYCE JĄDROWEJ**

Praca doktorska wykonana
pod kierunkiem dr hab. Adama Konefała
w Zakładzie Fizyki Jądrowej i Jej Zastosowań

Pragnę podziękować wszystkim, bez których niniejsza praca nie mogłaby powstać.

*Składam serdeczne podziękowania mojemu promotorowi
doktorowi habilitowanemu Adamowi Konefałowi
za okazaną pomoc i poświęcony czas podczas dotychczasowej współpracy,
a zwłaszcza za cenne uwagi merytoryczne.*

*Dziękuję promotorowi pomocniczemu doktorowi Andrzejowi OrleŃowi
oraz pracownikom Zakładu Fizyki Medycznej Instytutu Onkologii w Gliwicach.*

*Pragnę podziękować całemu zespołowi z Exira Gamma Knife
za wszelką pomoc i życzliwość, szczególnie podczas wykonywania pomiarów.*

*Dziękuję pracownikom Pracowni Fizyki Medycznej. Centrum Diagnostyki
i Terapii Onkologicznej w Katowicach,
szczególnie doktor Kindze Polaczek-Grelik, za poświęcony czas i pomoc.*

Dziękuję Rodzicom za wsparcie i zachętę.

*Szczególne podziękowania składam mojemu Mężowi Michałowi
Za nieocenioną pomoc, cierpliwość, wyrozumiałość i wsparcie w chwilach zwątpienia.*

SPIS TREŚCI

WSTĘP.....	7
CEL PRACY.....	8
1 LEKSELL GAMMA KNIFE PERFEXION – OPIS SYSTEMU.....	11
1.1 BUDOWA APARATU GAMMA KNIFE PERFEXION	12
1.1.1 System pozycjonowania pacjenta (PPS – Patient Positioning System).....	15
1.1.2 Moduł radiacyjny.....	16
1.2 ŹRÓDŁA KOBALTU.....	19
2 LEKSELL STEREOTACTIC SYSTEM	20
2.1 LEKSELL COORDINATE FRAME G.....	20
3 AKCESORIA LOKALIZACJI DLA TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ.....	23
3.1 ESTATE™ CT INDICATOR (PRZYSTAWKA, BOX)	23
4 NARZĘDZIA DO SKALOWANIA CZASZKI	25
5 DAWKA PRZYJMOWANA PRZEZ CIAŁO	28
5.1 DAWKA MIGAWKOWA	28
6 ALGORYTM DAWKI	29
6.1 MODELOWANIE MATEMATYCZNE	29
6.2 OBLICZANIE DAWKI W PUNKCIE.....	31
6.2.1 Algorytmy TMR.....	32
6.2.2 Algorytm dawki Convolution (splatania).....	35
7 OCENA DAWEK OTRZYMANYCH PRZY BADANIU TOMOGRAFIĄ KOMPUTEROWĄ.....	40
8 ODDZIAŁYWANIE PROMIENIOWANIA γ Z MATERIAŁ	45
8.1 EFEKT FOTOELEKTRYCZNY	47
8.2 ZJAWISKO COMPTONA.....	48
8.3 EFEKTYWNA LICZBA ATOMOWA	50
9 DOZYMTRYCZNE FILMY RADIOCHEMICZNE - GAFCHROMIC EBT2	51
10 DETEKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE – TLD	53
11 PARAMETRY WYKORZYSTYWANE DO OPTIMALIZACJI PLANÓW LECZENIA.....	57
12 METODA	61
13 FANTOMY WYKORZYSTYWANE PODCZAS BADAŃ	63
13.1 FILM HOLDER	63
13.2 SPHERICAL PHANTOM.....	64
13.3 FANTOM – CZASZKA.....	65

14	DETEKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE.....	66
14.1	KALIBRACJA DETEKTORÓW TERMOLUMINESCENCYJNYCH	66
14.2	DETEKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE - POMIARY.....	69
14.2.1	Sprawdzanie powtarzalności odpowiedzi na dawkę detektorów TL w ustalonym położeniu	69
14.2.2	Sprawdzenie dokładności wyznaczenia gradientu dawki.....	71
14.2.3	Pomiar dawki planu leczenia w wybranej płaszczyźnie.....	73
14.2.4	Pomiar dawki pochłoniętej podczas badania tomograficznego.....	75
15	FILMY DOZYMetryczne.....	76
15.1	KALIBRACJA FILMÓW DOZYMetrycznych GAFCHROMIC EBT2	76
15.2	FILMY DOZYMetryczne - POMIARY.....	78
15.2.1	Pomiar dawki w płaszczyźnie XY	78
15.2.2	Wielowarstwowy pomiar w płaszczyźnie XY	78
16	WERYFIKACJA ZA POMOCĄ KALKULATORA DAWKI - MU CHECK.....	80
17	WYNIKI	83
17.1	DETEKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE.....	83
17.1.1	Sprawdzanie powtarzalności odpowiedzi na dawkę detektorów TLD w ustalonym położeniu	83
17.1.2	Sprawdzenie dokładności wyznaczenia gradientu dawki przez detektory TL	85
17.1.3	Pomiar dawki planu leczenia w wybranej płaszczyźnie.....	94
17.1.4	Pomiar dawki pochłoniętej podczas badania tomograficznego.....	107
17.2	FILMY DOZYMetryczne	108
17.2.1	Pomiar dawki w płaszczyźnie XY	108
17.2.2	Wielowarstwowy pomiar w płaszczyźnie XY	112
17.3	WERYFIKACJA KALKULATOREM DAWKI MU CHECK.....	117
18	DYSKUSJA	121
19	WNIOSKI.....	129
20	STRESZCZENIE	133
21	ABSTRACT	135
22	BIBLIOGRAFIA:	137

WSTĘP

Terapia z zastosowaniem urządzenia Leksell Gamma Knife Perfexion jest jedną z najnowocześniejszych metod leczenia zmian w obrębie głowy. Nazywana jest radioterapią stereotaktyczną lub radiochirurgią, i polega na podaniu wysokiej dawki (powyżej 10 Gy) w jednej sesji terapeutycznej. W chwili obecnej na świecie znajduje się 271 ośrodków leczących tą metodą, 48 w Europie, w tym dwa w Polsce.

Do napromienienia patologicznych zmian w mózgowiu pacjenta wykorzystuje się źródła kobaltu Co-60. Metoda ta charakteryzuje się niekonwencjonalną budową aparatu terapeutycznego pozwalającą na koncentrację dawki w punkcie izocentrycznym. Dawka absorbowana w tkankach otaczających jest niewielka, co jest ważne z punktu widzenia ochrony okolicznych tkanek i narządów. Wymaga jednak bardzo dokładnego i precyzyjnego wykonania planu leczenia z uwzględnieniem założenia ramy stereotaktycznej oraz dobrej jakości badań diagnostycznych

Z tą metodą leczenia związany jest temat pracy. Jej celem była weryfikacja przygotowywanych planów leczenia z wykorzystaniem metod eksperymentalnych i obliczeniowych fizyki jądrowej stosowanych w dozymetrii onkologicznej.

Praca została wykonana we współpracy firmą Exira Gamma Knife w Katowicach, z Zakładem Fizyki Medycznej Centrum Onkologii w Gliwicach, oraz Pracownią Fizyki Medycznej Centrum Diagnostyki i Terapii Onkologicznej w Katowicach.

CEL PRACY

Zasadniczym celem pracy była weryfikacja planów leczenia dla urządzenia Gamma Knife za pomocą dwóch metod eksperymentalnych bazujących na detektorach TL i filmach dozymetrycznych. Pomiary weryfikujące były przeprowadzone w określony sposób ściśle powiązany z przygotowanymi do badań planami. Dodatkowo zdecydowano się na przeliczenie planów dostępnym na rynku komercyjnym kalkulatorem dawki o nazwie Mu Check firmy Data Oncology System. Weryfikacji poddano dwa dostępne w systemie planowania leczenia algorytmy dawki: TMR10 i Convolution.

Badania weryfikujące jeden algorytm były oddzielone czasowo od badań weryfikujących drugi algorytm. W tym istniała możliwość drobnych zmian strukturalnych fantomu, a nawet gęstości użytych materiałów. Dlatego zdecydowano się wykonać niezależne pomiary weryfikujące dla każdego algorytmu.

Zdecydowano się na wykorzystanie dwóch oryginalnych fantomów dostarczanych z aparaturą: Film Holder, Spherical Fantom oraz autorski zaprojektowany i wykonany fantom antropomorficzny.

W ramach pracy przeprowadzono dokładną kalibrację detektorów TL i filmów dozymetrycznych. Dodatkowo wykonano pomiar dawki pochłoniętej podczas badania tomograficznego stosując metodę detektorów TL.

CZĘŚĆ TEORETYCZNA

1 LEKSELL GAMMA KNIFE PERFEXION – OPIS SYSTEMU

Leksell Gamma Knife Perfexion to radiochirurgiczny system stosowany do stereotaktycznego napromieniania zmian położonych wewnątrzczaszkowo. Zabieg polega na podaniu zaplanowanej dawki promieniowania jonizującego w postaci jednej lub większej liczby ekspozycji do precyzyjnie określonego celu. Wysoka precyzja zewnętrznego napromieniowywania struktur mózgowia jest możliwa dzięki skolimowanym wiązkom promieniowania jonizującego pochodzących od źródeł kobaltu 60. System jest bezpieczny, stabilny i precyzyjny.

Przesłanie planu leczenia do aparatu odbywa się w wewnętrznej sieci komputerowej. Po zweryfikowaniu danych z planu leczenia (czas napromienienia, liczba strzałów, dawka) pacjent zostaje zadokowany do stołu terapeutycznego za pomocą urządzenia dokującego. Po sprawdzeniu poprawności zadokowania pacjenta do aparatu Leksell Gamma Knife Perfexion personel opuszcza pokój i kontroluje przebieg zabiegu ze sterowni. Konsola operatora umożliwia nadzorowanie przebiegu wykonywania planu leczenia, a wbudowany interkom oraz kamera pozwala na kontakt z pacjentem. Obsługa leczenia jest intuicyjna. Po wciśnięciu „Start” drzwi osłonne otwierają się a pacjent przesuwa się do pozycji leczniczej.

1.1 BUDOWA APARATU GAMMA KNIFE PERFEXION

Urządzenie Gamma Knife Perfexion zbudowane jest z modułu radiacyjnego z systemem pozycjonowania pacjenta oraz z konsoli operatora z komputerem (Rysunek. 1.1).



Rysunek 1.1. System Leksell Gamma Knife Perfexion. U góry teren sterowni, na dole pomieszczenie terapii: A – Rycina [1], B – zdjęcia własne.

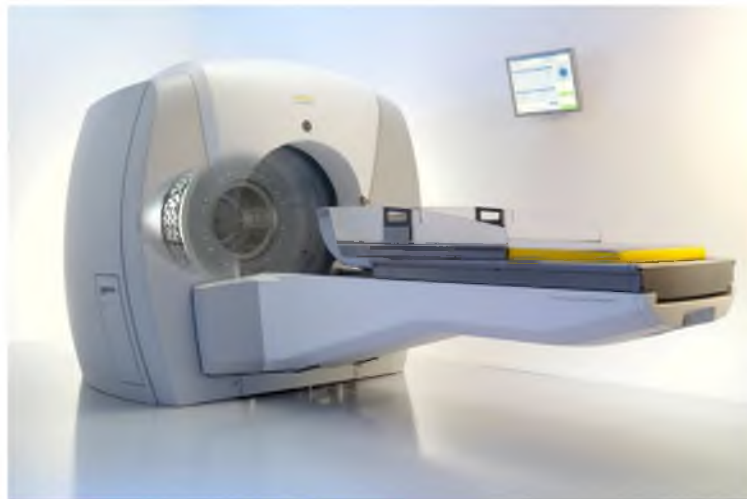
Do sterowania sesją terapeutyczną służy konsola operatora składająca się z:

1. panelu sterowania z wbudowanym interkomem zapewniającym łączność z pacjentem podczas terapii
2. monitora nadzoru pacjenta pozwalającego na ciągłą obserwację pacjenta
3. monitora podglądu terapii wyświetlającego postęp sesji terapeutycznej wraz z wizualnym wskaźnikiem alarmów
4. komputera części operatorskiej (MCU) połączonego z konsolą operatora, który jest odpowiedzialny za pobieranie, sprawdzanie i wykonywanie planu terapii.
5. modułu UPS części operatorskiej dostarczającego mocy elektrycznej do części operatorskiej w razie awarii zasilania.

W pomieszczeniu terapii znajduje się część medyczna systemu Leksell Gamma Knife Perfexion.

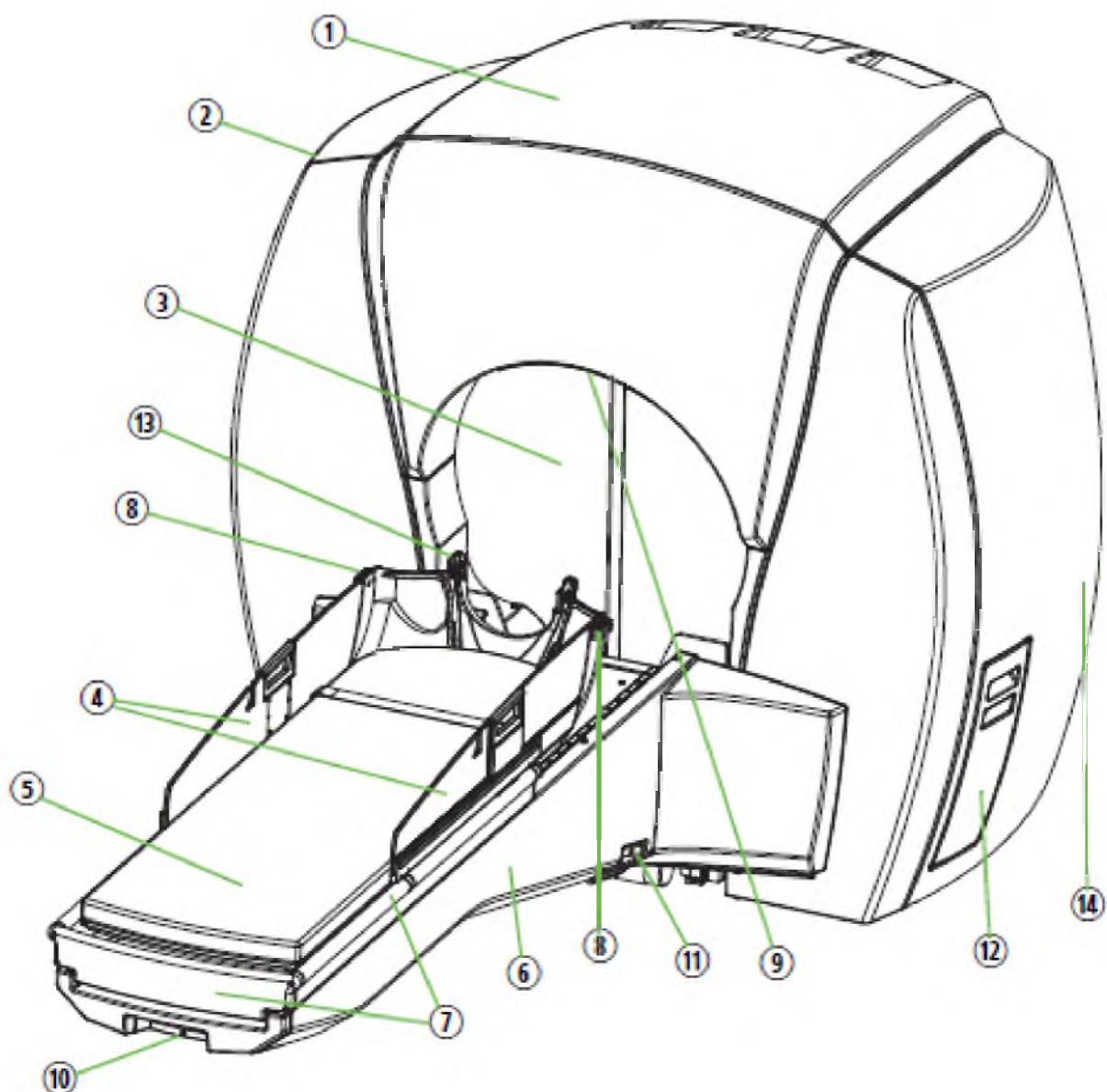
Składa się z:

- aparatu Leksell Gamma Knife (moduł radiacyjny, system pozycjonowania pacjenta, zestaw pokryw) (Rysunek 1.2)
- monitora służącego do wyświetlania postępu sesji terapeutycznej
- kamery wizyjnej umożliwiającej ciągłą obserwację pacjenta
- lampki ostrzegawczej informująca o poziomie promieniowania w pomieszczeniu terapeutycznym
- szafki części medycznej z modułem napędu sektorów i modułu UPS stanowiącego zabezpieczenie na wypadek awarii zasilania.



Rysunek 1.2. Wygląd aparatu Gamma Knife [2].

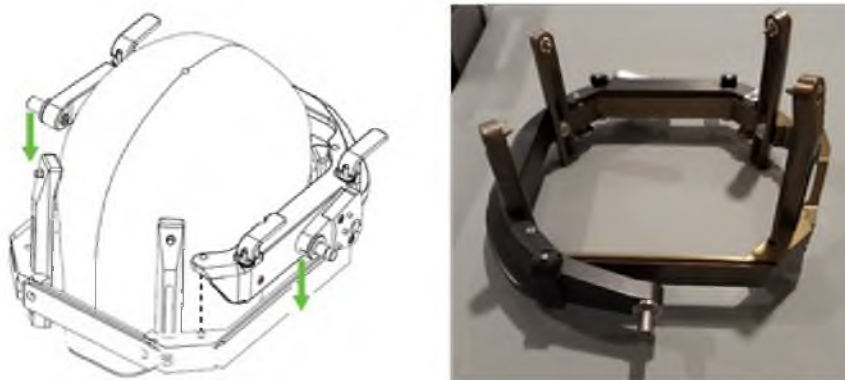
Aparat Gamma Knife (Rysunek 1.3) składa się z kilku podstawowych części takich jak moduł radiacyjny z umieszczonymi źródłami promieniowania jonizującego, mechanizmami awaryjnymi do zamykania drzwi osłonnych i wyciągania źródeł do pozycji wyłączeniowej oraz systemu pozycjonowania pacjenta z elementami unieruchamiającymi pacjenta w pozycji terapeutycznej.



Rysunek 1.3. Aparat Gamma Knife: moduł radiacyjny, w którym umieszczone są źródła promieniowania – 1, pokrywa modułu radiacyjnego – 2, drzwi ochronne – 3, panele ochronne dla pacjenta – 4, materac – 5, system pozycjonowania pacjenta – 6, łóżko pacjenta (wchodzi w skład systemu pozycjonowania) – 7, panel kontrolny – 8, interkom pacjenta (głośnik i mikrofon) – 9, uchwyt zwolnienia łóżka wzdłuż osi Z – 10, uchwyt zwolnienia łóżka wzdłuż osi X – 11, mechanizm awaryjnego zamykania drzwi ochronnych – 12, urządzenie do dokowania pacjenta – 13, szafa części medycznej (pod pokrywą, z tyłu) – 14 [1].

1.1.1 System pozycjonowania pacjenta (PPS – Patient Positioning System)

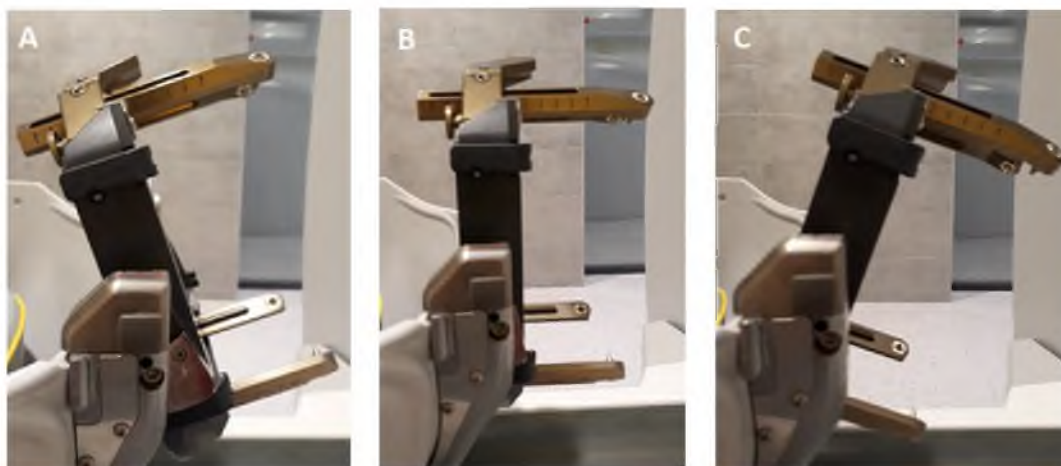
System ten kalibrowany jest w układzie współrzędnych prostokątnych wzdłuż wszystkich trzech osi OX, OY, OZ. Sprawdzana jest również liniowość ruchu w każdej z osi. Zakres ruchomości we wszystkich kierunkach wynosi 160 mm w osi X, 180 mm w osi Y, 220 mm w osi Z. PPS składa się ze stołu, na którym leży pacjent oraz elementu unieruchamiającego ramę stereotaktyczną założoną na głowę pacjenta (Rysunek 1.4). W trakcie terapii całe ciało pacjenta przesuwane jest do położenia odpowiadającego wcześniej zaplanowanym współrzędnym układu kartezjańskiego. Aby zadokować (unieruchomić) pacjenta do systemu PPS należy wykorzystać dołączony do aparatu element dokujący za pomocą trzech klipsów. Adapter jest bardzo precyzyjnie dopasowany do ramy oraz stołu. Głowa pacjenta może być ustawiona w jednej z trzech pozycji, zdefiniowanych jako kąt gamma (Rysunek 1.5): 70° , 90° (najczęściej wykorzystywana pozycja w klinicznych zastosowaniach), 110° .



Rysunek 1.4. Adapter zakładany na ramę w celu zadokowania jej do systemu PPS:

A – Rycina [1], B – zdjęcia własne.

Zmiana kąta gamma pozwala na uniknięcie kolizji pomiędzy ramą lub głową pacjenta a pokrywą kolimatora. Jest to jedyny element wymagający ręcznego ustawienia podczas sesji terapeutycznej. Dokładność pozycjonowania pacjenta określona jest jako $<0,2$ mm, a powtarzalność ułożenia jako $<0,05$ mm [19].

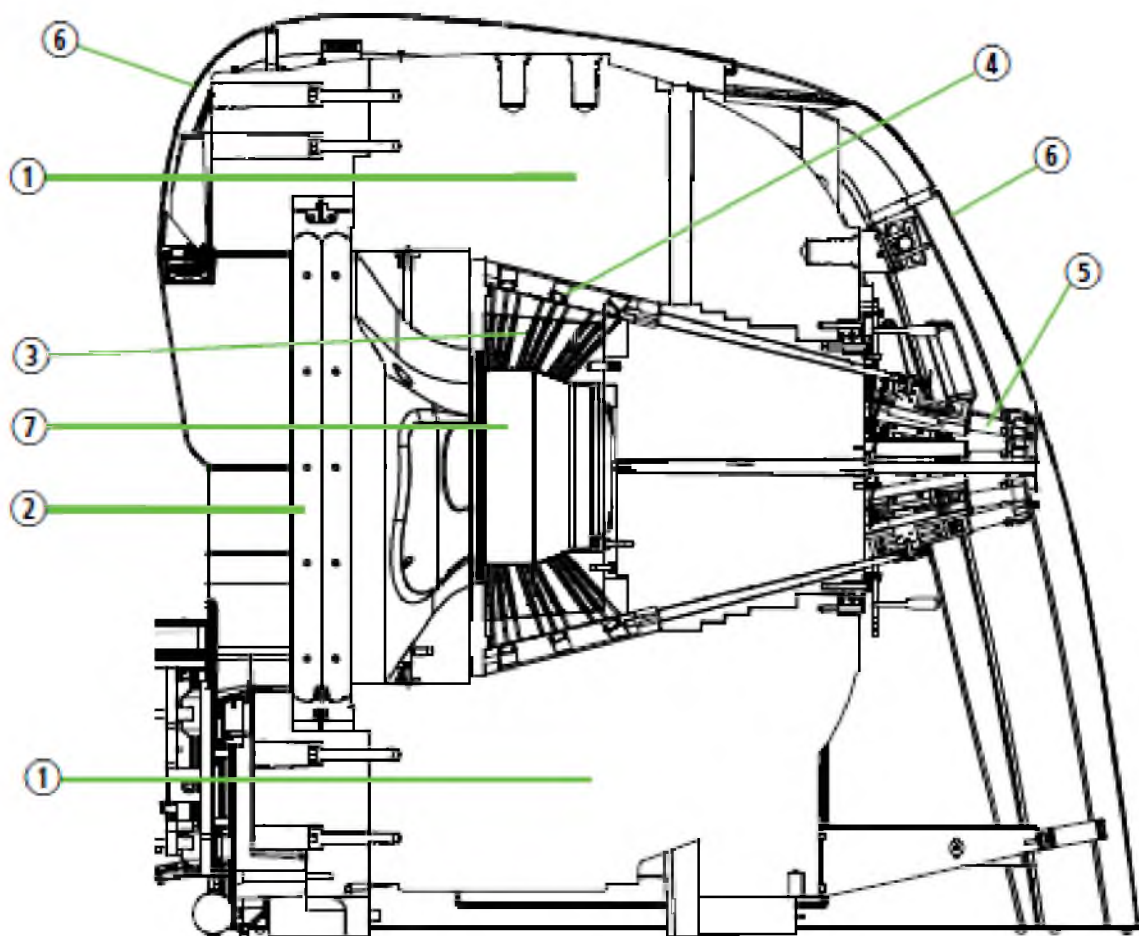


Rysunek 1.5. Możliwe pozycje zadokowania ramy do systemu PPS aparatu [materiały własne]:

A – kąt gamma 70° , B – kąt gamma 90° , C – kąt gamma 110° .

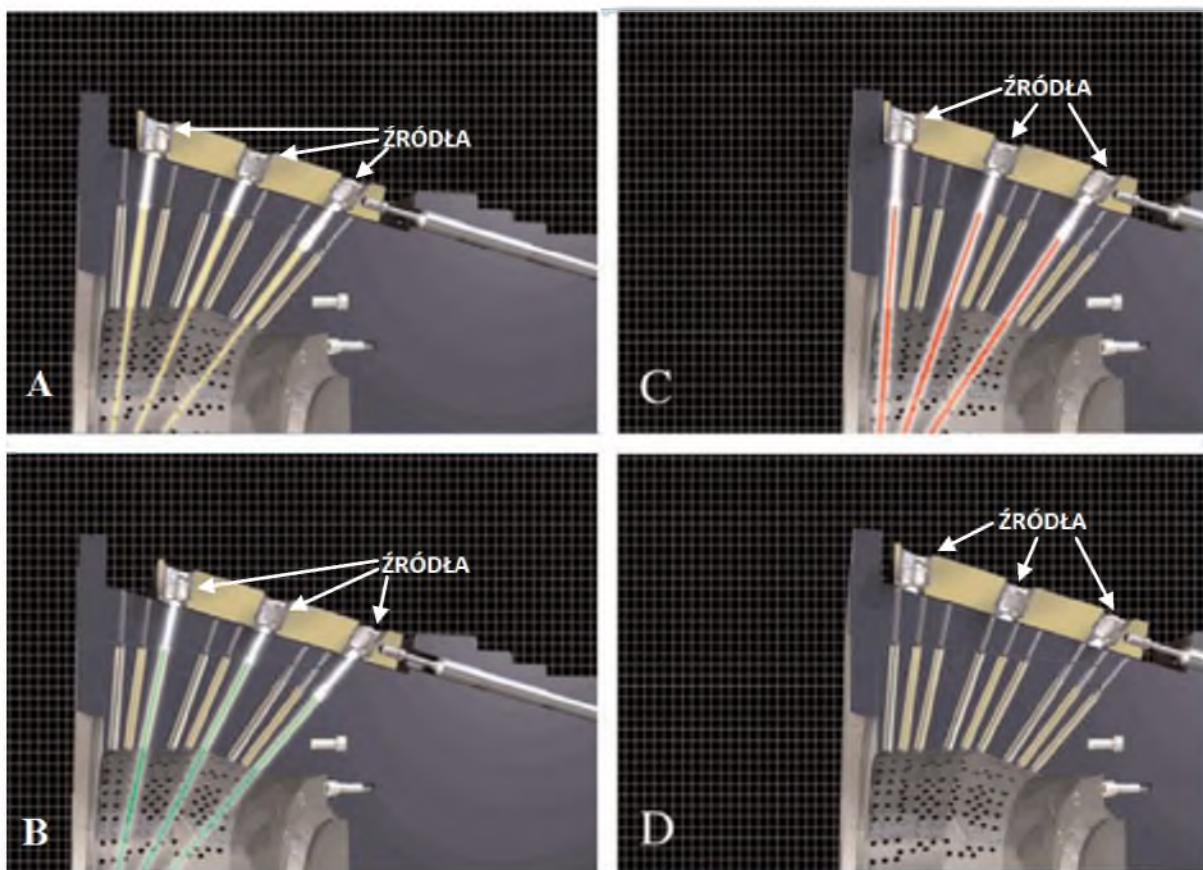
1.1.2 Moduł radiacyjny

W module radiacyjnym (Rysunek 1.6) umieszczone są 192 źródła promieniotwórczego kobaltu Co-60 i zestaw kolimatorów ogniskujących promieniowanie w jednym punkcie. Źródła kobaltu rozmieszczone są w cylindrycznej konfiguracji na pięciu ringach. Odległość źródła od izocentrum dla każdego pierścienia jest inna i zawiera się w zakresie 374-344 mm. Wolframowe kolimatory, o grubości 120 mm, położone są w ośmiu niezależnych, ruchomych sektorach, po 24 źródła w każdym sektorze. Każdym sektorem steruje serwomotor (silnik krokowy) znajdujący się w mechanizmie sektora z tyłu aparatu. Sektory wykonane są z aluminium, korpus kolimatorów z wolframu, drzwi osłonowe – ze stali. Wszystkie części aparatu produkowane są z jak największą precyzją. Dzięki temu bardzo dokładnie określone są odległości między kolimatorami. Powtarzalność ich ustawienia jest określana jako $< 0,05$ mm [1, 19].



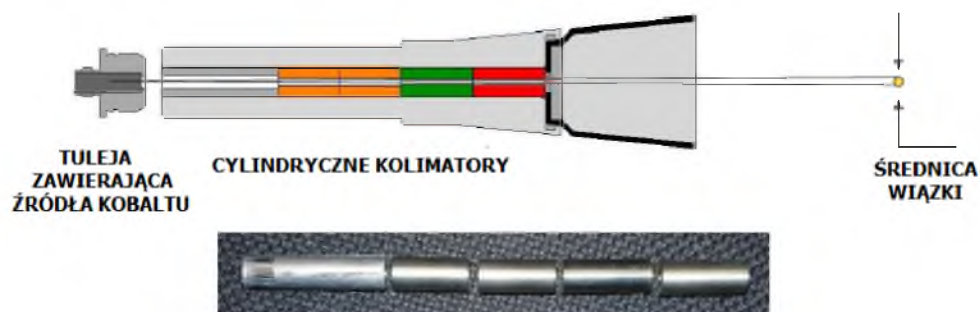
Rysunek 1.6. Przekrój modułu radiacyjnego: korpus radiacyjny – 1, drzwi osłonowe -2, korpus kolimatorów z kolimatorami – 3, sektory ze źródłami promieniowania – 4, mechanizm sektora – 5, pokrywa – 6, pokrywa kolimatora – 7 [1].

Źródła mogą być położone względem kolimatorów w czterech pozycjach (Rysunek 1.6): promieniowanie wyłączone (źródło znajduje się pomiędzy kolimatorem 4 mm a 8 mm, gdzie promieniowanie jest osłaniane), promieniowanie włączone w trzech pozycjach kolimatora 4 mm, 8 mm i 16 mm.



Rysunek 1.6. Możliwe pozycje źródeł A) kolimator 4 mm, B) 8 mm, C) 16 mm, D) promieniowanie wyłączone/blok [3].

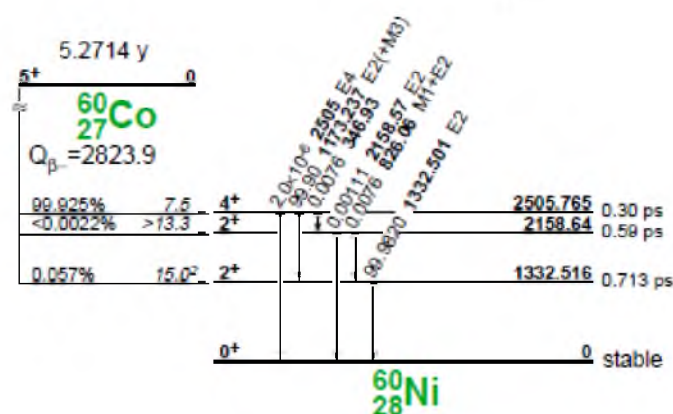
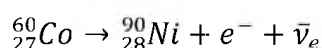
Każde ze 192 źródeł kobaltu posiada własny zestaw kolimatorów kształtujących wiązkę w okrąg o danej średnicy (4, 8 lub 16 mm). Układ ten składa się z tulei montażowej zawierającej materiał promieniotwórczy (umieszczonej w poruszających się sektorach), zestawu stacjonarnych cylindrycznych kolimatorów (umieszczonych w korpusie aparatu). Rysunek (Rysunek 1.7) przedstawia system kolimatorów zamontowanych w aparacie Leksell Gamma Knife.



Rysunek 1.7. Schemat zestawu kolimatorów umieszczonych w korpusie aparatu [2].

1.2 ŹRÓDŁA KOBALTU

Kobalt Co-60 to promieniotwórczy izotop kobaltu, otrzymywany przez aktywację neutronową naturalnego kobaltu. Ulega rozpadowi poprzez emisję elektronów (rozpad β^-) do stanu wzbudzonego niklu Ni-60 (Rysunek 1.8), który dalej przechodzi do stanu podstawowego niklu-60. Towarzyszy temu emisja dwóch kwantów gamma (fotonów) o energiach 1,3325 MeV i 1,1732 MeV. Można powiedzieć, że średnia energia uwolnionych fotonów to 1,25 MeV, ponieważ liczba emitowanych kwantów promieniowania o w/w energiach jest taka sama w jednostce czasu.



Rysunek 1.8. Schemat rozpadu jądra kobaltu Co-60 [4].

Czas połowicznego rozpadu wynosi 5,271 lat. Umożliwia to uzyskanie dużego natężenia promieniowania przy możliwości pracy przez kilka lat.

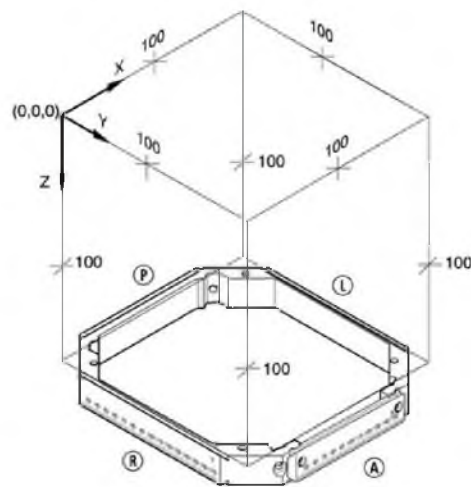
Źródła kobaltu zamknięte są w trzech, ułożonych jedna w drugiej i zespawanych, stalowych cylindrach. Są one zamknięte dodatkowo w aluminiowej tulei (Rysunek 1.9).



Rysunek 1.9. Wygląd osłonki dla źródła promieniotwórczego kobaltu [2].

W każdym takim źródle kobaltu znajduje się 20 kawałków radioaktywnego izotopu kobaltu Co-60 w postaci kuleczek. Całkowita masa kobaltu w ze wszystkich źródeł to 20 gram. Początkowa aktywność izotopu załadowanego do aparatu to ok. 200 TBq, a moc dawki w ognisku to ok. 3,5 Gy/min [2].

2 LEKSELL STEREOTACTIC SYSTEM



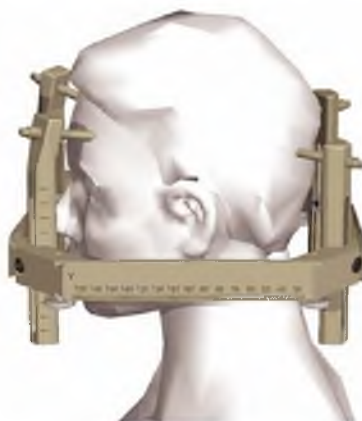
Rysunek 2.1. Leksell Coordinate System [1].

Podstawą planowania terapii jest szczegółowe obrazowanie głowy pacjenta przy użyciu co najmniej jednej z metod: tomografia komputerowa TK, rezonans magnetyczny MR, pozytonowa tomografia emisyjna PET i angiografia. Ważnym elementem procesu obrazowania a następnie planowania leczenia jest zapewnienie precyzyjnych punktów odniesienia. Pozwalają one na ustalenie dokładnego kształtu głowy pacjenta oraz kształtu i umiejscowienia struktur (narządów krytycznych oraz guza) w czaszce. Dodatkowo, aby zapewnić dokładność ekspozycji, konieczne jest całkowite unieruchomienie głowy pacjenta na czas zabiegu radiochirurgicznego. Wszystko to zapewnia Leksell Stereotactic System (Rysunek 2.1) [5] będący integralną częścią systemu Leksell Gamma Knife Perfexion:

- rama Leksell Coordinate Frame G
- wskaźniki MR, TK lub RTG (przystawki, boxes) wyznaczające punkty odniesienia podczas obrazowania.

2.1 LEKSELL COORDINATE FRAME G

Rama do radiochirurgii stereotaktycznej (Rysunek 2.2) [6] jest prostokątna i oznakowana za pomocą milimetrowych podziałek. Do głowy pacjenta mocowana jest za pomocą śrub mocujących. Wszystkie elementy ramy wykonane są z aluminium – materiału dopuszczonego do użytku w pomieszczeniach przeznaczonych do badań MR.



Rysunek 2.2. Leksell Coordinate Frame G [1].

Podstawa ramy składa się z prętów bocznych (lewy, prawy) oraz tylnego, które są ze sobą połączone na stałe. Na każdej wyżej wspomnianej części, po zewnętrznej stronie wygrawerowana jest skala prostoliniowego układu współrzędnych (XYZ). Przedni pręt ramy jest wymienny, przy czym możliwe jest stosowanie elementów czołowych o różnych kształtach.

Izolowane kołki mocujące (słupki), z jednorazowymi wkładkami (gwintami) (Rysunek 2.3), śruby ustalające i elementy blokujące służą do ustawienia ramy stereotaktycznej w odpowiednim położeniu na głowie pacjenta.

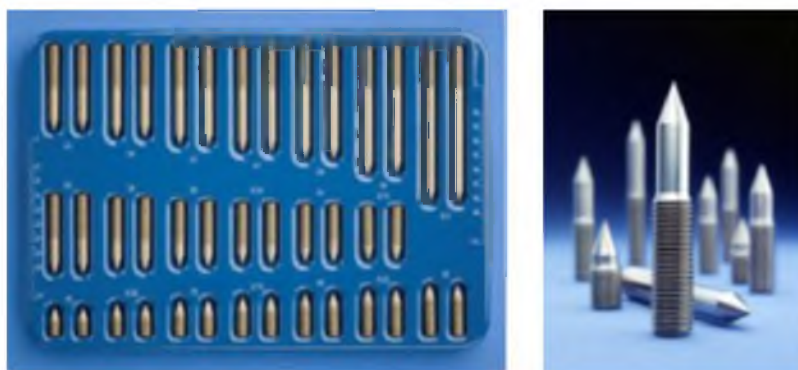


Rysunek 2.3.. Kołki mocujące z zamocowanymi jednorazowymi gwintami [15].

Na powierzchni każdego słupka wygrawerowana jest skala pozwalająca na pionowe ustawienie ramy współrzędnych. Kołki mocujące są mocowane do ramy za pomocą tytanowych lub aluminium śrub i elementów blokujących w wewnętrznych narożnikach podstawy ramy.

Śruby mocujące przekładane są przez jednorazowe plastikowe gwinty u góry słupków. Do każdej ramy dodawany jest komplet śrub (Rysunek 2.4) o różnej długości (20-110 mm, 20 par w opakowaniu) [15] dzięki czemu możliwe jest mocowanie ramy do głowy pacjenta o różnej

wielkości. Śruby mogą być wykonane z aluminium albo tytanu. Wewnętrzne wymiary ramy dają górne ograniczenie wielkości głowy pacjenta do 62 cm.



Rysunek 2.4. Zestaw śrub służących do mocowania ramy stereotaktycznej do głowy [15].

Są trzy typy elementu czołowego ramy (Rysunek 2.5): prosty (ma wygrawerowaną podziałkę układu współrzędnych), zakrzywiony (zapewnia dostęp do dróg oddechowych pacjenta, można go mocować z wygięciem skierowanym w górę lub w dół) oraz ze szczelinami (pozwala na zastosowanie tylko jednego z przednich kołków mocujących, pozwala na trzypunktowe mocowanie ramy), których stosowanie zależne jest od wymagań zabiegu.



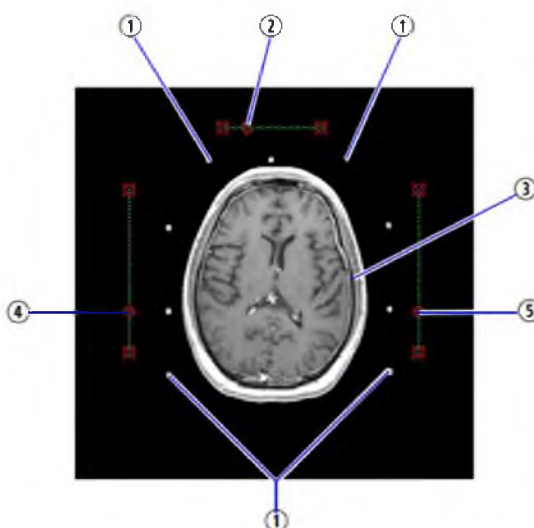
Rysunek 2.5. Możliwe elementy czołowe ramy: prosty – 1, zakrzywiony – 2, ze szczelinami – 3 [15].

3 AKCESORIA LOKALIZACJI DLA TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ

3.1 ESTATE™ CT INDICATOR (PRZYSTAWKA, BOX)

Jest to akcesorium stosowane z Leksell Coordinate Frame G. Przeznaczeniem przystawki jest nakładanie punktów charakterystycznych na obrazy uzyskiwane podczas badania tomograficznego (TK). Punkty te są wykorzystywane do określenia współrzędnych celu oraz do dopasowania warstwy obrazu przez oprogramowanie do planowania terapii.

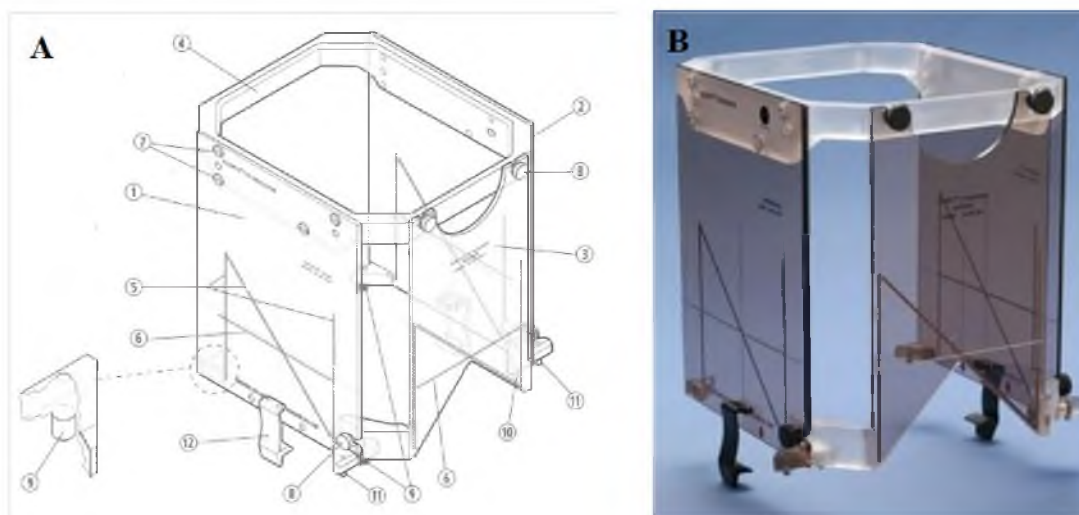
Zazwyczaj wykorzystywane są trzy zestawy punktów, po trzy punkty w każdym zestawie. Punkty charakterystyczne definiują położenie czaszki w przestrzeni stereotaktycznej, natomiast położenie punktu centrowania względem pozostałych punktów wskazuje na położenie warstwy obrazu. Zasadę tą obrazuje rysunek (Rysunek 3.1) [5].



Rysunek 3.1. Tomograficzne znaczniki punktów charakterystycznych i punkty charakterystyczne: Punkty charakterystyczne – 1, trzecia płytki – 2, obraz – 3, prawe znaczniki punktów charakterystycznych – 4, lewe znaczniki punktów charakterystycznych – 5 [16].

Przystawka stereotaktyczna składa się z trzech plastikowych paneli oraz góry przystawki (Rysunek 3.2). W panelach bocznych i przednim zamontowane są znaczniki liniowe wykonane z materiału pochłaniającego promieniowanie RTG. Linie tworzą kształt litery N. Dodatkowo panele mają wyżłobione poziome linie, równoległe do płaszczyzny środkowej ramy stereotaktycznej. Linie te pozwalają na wyrównanie przystawki za pomocą laserów w skanerze TK. Dodatkowo panel przedni posiada wycięcie zapewniające dostęp do dróg oddechowych pacjenta. Boczne panele

w swoich dolnych rogach mają zamontowane wsporniki z kołkami ustalającymi. Podczas mocowania przystawki do ramy stereotaktycznej kołki te umieszcza się w odpowiednich otworach ramy, a następnie zamyka się zaciski mocujące. Lewy przedni kołek ma większą średnicę, uniemożliwia to błędne założenie przystawki na ramę. Góra przystawki pozwala na unieruchomienie paneli podczas montażu.



Rysunek 3.2. Główne elementy produktu Estate CT Indicator:

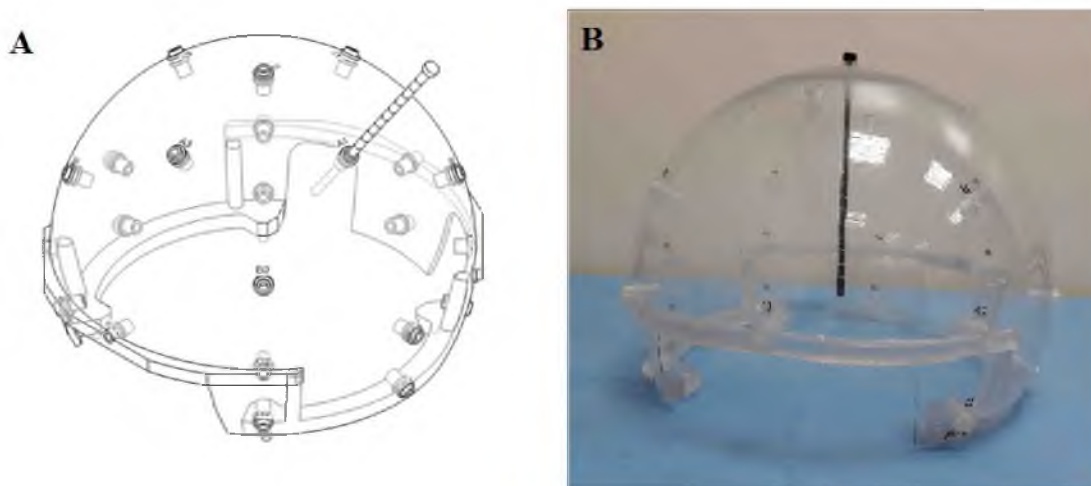
A: Prawy panel boczny -1, lewy panel boczny – 2, panel przedni – 3, góra przystawki – 4, znaczniki liniowe – 5, wycięcia poziome – 6, śruby – 7, śruby mocujące – 8, kołki ustalające – 9, 10, 11, zaciski mocujące -12 [16]; B: Zdjęcie przystawki [15].

Gdy rama jest zamocowana na łączniku można ją wypozycjonować dokładnie prostopadle do osi długiej skanera TK, tak że uzyskane obrazy są równoległe do płaszczyzny ramy. Takie ustawienie zwiększa precyzję znaczników nanoszonych na obrazy TK oraz zapewnia powtarzalność – umożliwia nakładanie na siebie obrazów podczas analizy.

4 NARZĘDZIA DO SKALOWANIA CZASZKI

Do przygotowania planu leczenia niezbędne jest zdefiniowanie granic czaszki w przestrzeni stereotaktycznej. Można to wykonać na dwa sposoby: automatycznie z obrazów TK albo ręcznie przez wykonanie pomiarów odległości między środkiem przestrzeni stereotaktycznej a określonymi punktami na zewnętrznych granicach czaszki.

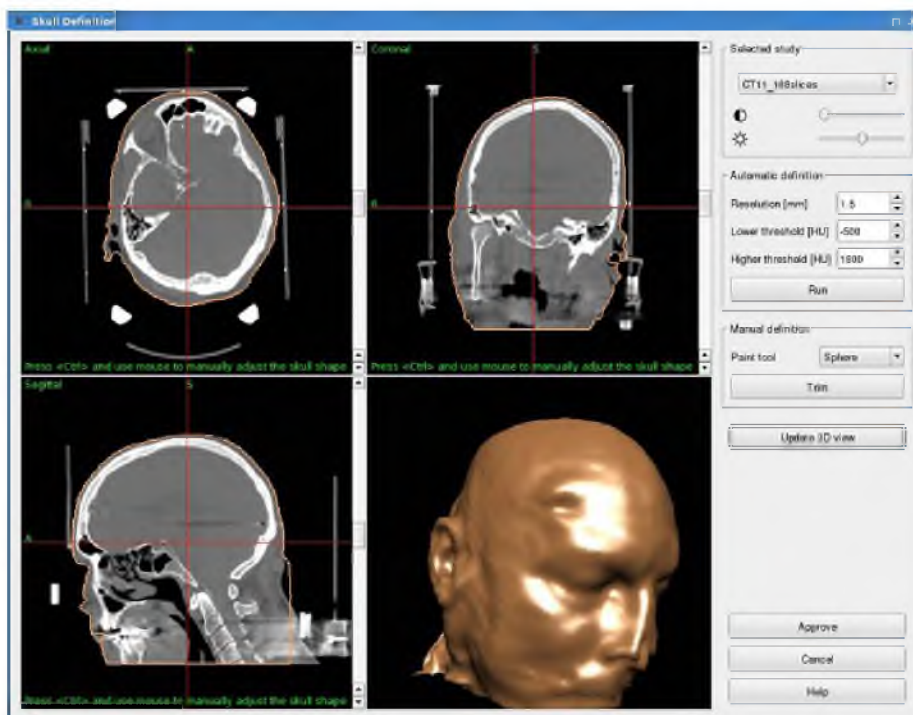
Pomiary wykonuje się za pomocą narzędzia Skull Scaling Instrument (Rysunek 4.1) nałożonego na ramę stereotaktyczną. Jest to częściowa kula wykonana z przezroczystego plastiku. Jej powierzchnia zawiera 24 otwory. Otwór oznaczony numerem 0 znajduje się na szczycie narzędzia i jest przeznaczony do pomiaru górnego promienia czaszki pacjenta. Pozostałe otwory są umieszczone w ośmiu podłużnych kolumnach (1-8), a pierścienie boczne oznaczone literami A, B, C, D. Jednak nie wszystkie punkty wymagają otworu pomiarowego, ponieważ aplikacja automatycznie interpoluje niektóre z nich. Pomiaru dokonuje się poprzez wsunięcie linijki do otworu tak aby zetknęła się z czaszką. Na linijce zaznaczona jest milimetrowa skala (jej wartości są odwrócone, od środka przestrzeni stereotaktycznej do zewnętrznej powierzchni głowy). Wykonane pomiary wprowadza się do systemu planowania leczenia. Zostaną one wykorzystane do obliczania dawki, odstępów ekspozycji w przestrzeni stereotaktycznej i do generowania trójwymiarowego modelu czaszki.



Rysunek 4.1. Narzędzie Skull Scaling Instrument: A - rycina [1], B – zdjęcie, materiały własne.

Kształt czaszki można wygenerować również za pomocą obrazów z TK (Rysunek 4.2). W takim wypadku skany tomograficzne muszą obejmować całą głowę z ramą, przynajmniej do jej dolnej krawędzi (tj. do współrzędnej Z 167 w Leksell Coordinate System, musi być objęta cała rama

i podbródek). Wykorzystane obrazy z badania TK muszą być zdefiniowanymi badaniami w przestrzeni stereotaktycznej, albo przynajmniej współzarejestrowanymi z innym zdefiniowanym badaniem. Najlepsze rezultaty uzyskuje się gdy najpierw zdefiniuje się konfigurację ramy a dopiero następnie kształt czaszki. Proces definicji zależy do wybranej rozdzielczości, a jednostki Hounsfielda pozwalają na ustalenie jak wiele szczegółów będzie widocznych. Kontur czaszki zostaje wyświetlony na projekcjach 2D oraz na rekonstrukcji 3D. Po wygenerowaniu kształtu czaszki należy dokładnie sprawdzić, czy rekonstrukcja została wykonana poprawnie.



Rysunek 4.2. Okno dialogowe - definicja czaszki [5].

Z danych literaturowych wiadomo, że różnice pomierzy dwoma powyższymi metodami definiowania czaszki pacjenta występują i wahają się w granicach 2% różnicy w zaplanowanych dawkach. Jak podaje Rojas-Villabona A. i inni [20] różnica ta wynosi 1,5 %, Xu A. i inni [22] mniej niż 2,5%. Wyniki te są porównywalne z podobnymi pracami [23, 24, 39].

Kolejnym krokiem podczas przygotowania planu leczenia jest sprawdzenie czy narzędzie kaptur (Rysunek 4.3) pasuje po założeniu na ramę stereotaktyczną. Ma ono znaną geometrię zgodną z geometrią aparatu Gamma Knife i pozwala na oszacowanie odstępów między czaszą aparatu a głową pacjenta.

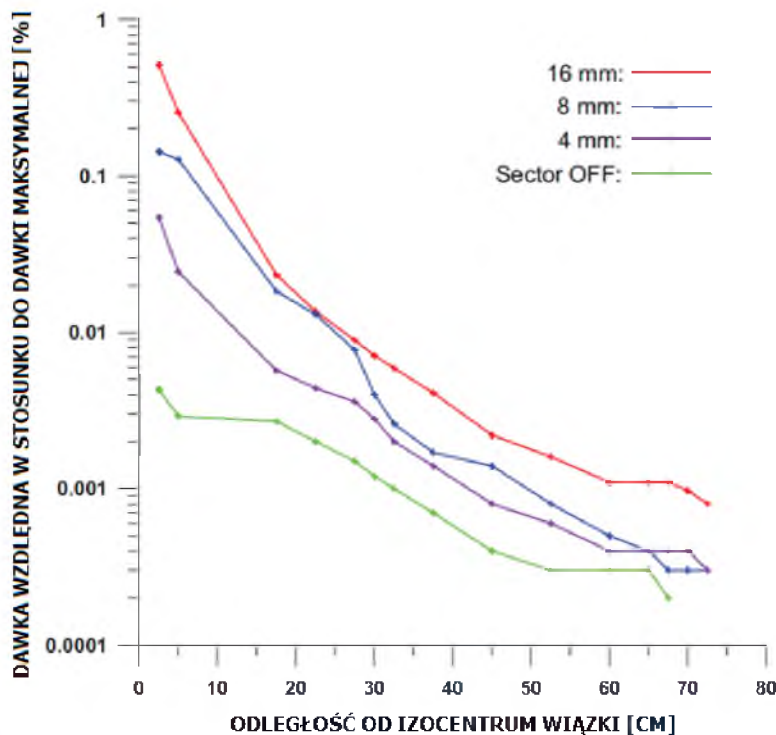


Rysunek 4.3 Narzędzie kaptur do ramy stereotaktycznej [1].

Jeżeli kaptur nie pasuje, należy wykonać dodatkowe pomiary słupków i śrub. Wyniki zapisuje się w specjalnym protokole uwzględniającym rodzaje słupków, ich wysokość nad i pod ramą stereotaktyczną oraz odległość, na jaką wystaje śruba za słupek. W niektórych przypadkach, gdy zmiana jest położona blisko obrębu czaszki, osiągnięcie pozycji leczenia może być niemożliwe nawet jeżeli kaptur z ramą stereotaktyczną pasują do siebie. Również w takiej sytuacji dodatkowe pomiary pozwalają ustalić czy wybrana pozycja leczenia jest w odpowiedniej odległości od pokrywy kolimatora.

5 DAWKA PRZYJMOWANA PRZEZ CIAŁO

Ważnym aspektem każdej terapii wykorzystującej promieniowanie jonizujące jest dawka jaką otrzymują zdrowe tkanki w ciele pacjenta. Na wykresie (Rysunek 5.1) przedstawiono zmierzone wartości dawki, wyrażonej jako procent dawki dostarczonej w izocentrum, w funkcji odległości. Pomiary wykonano dla wszystkich trzech dostępnych kolimatorów: 4, 8 i 16 mm oraz dla pozycji sector off, gdy źródła znajdują się pomiędzy kolimatorami. Pomiary wykonano przy użyciu antropomorficznego fantomu w przekrojach poprzecznych w różnych odległościach od ogniska. Linie pomiędzy zaznaczonymi punktami mają charakter poglądowy. Z wykresu można odczytać, że w odległości 30cm dawka przyjmuje wartość mniejszą niż 1% dawki planowanej.



Rysunek 5.1. Zmierzona wartość dawki w funkcji odległości od izocentrum [1].

5.1 DAWKA MIGAWKOWA

Podczas procesu przygotowania planu system planowania leczenia uwzględnia również tzw. dawkę migawkową (jest to dawka otrzymana podczas przemieszczania się sektorów pomiędzy zaplanowanymi kolimatorami oraz ruchu stołu pacjenta), dzięki czemu dawka dostarczana do objętości tarczowej jest zawsze prawidłowa.

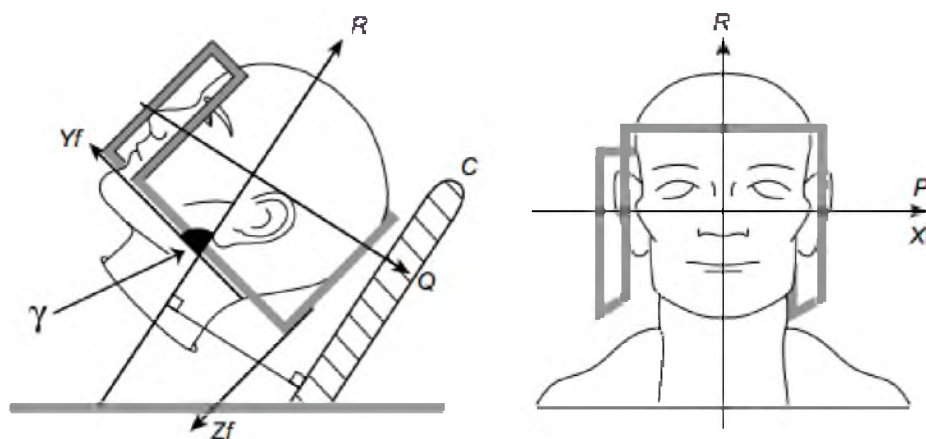
6 ALGORYTM DAWKI

6.1 MODELOWANIE MATEMATYCZNE

Algorytmy modelowania matematycznego, które stosowane są w aplikacji do planowania leczenia, pozwalają na dokładną symulację i planowanie sesji terapeutycznej w dwóch i trzech wymiarach. W celu uzyskania szybkich i wiarygodnych obliczeń opracowano algorytmy wewnętrzne. Upraszczają one również obrazy z TK i MR, zmieniając format na odczytywalny w programie do planowania leczenia. Dzięki temu aplikacja jest zgodna z innymi systemami obrazowania medycznego.

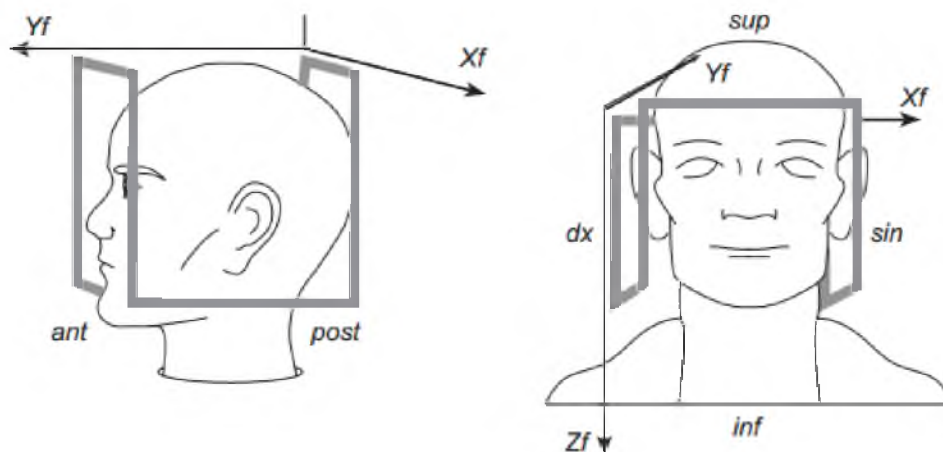
Aplikacja do planowania leczenia oraz aparat terapeutyczny Leksell Gamma Knife Perfexion posługują się kilkoma współzrędnymi przestrzennymi do generowania obrazów dwu- i trójwymiarowych oraz planów leczenia.

Układ współzrędnych aparatu terapeutycznego(PQR) (Rysunek 6.1) nazywany jest również układem ogniskowym lub układem wiązki. Literami P, Q, R oznaczono osie współzrędnych, a jego początek jest zaczepiony w ognisku aparatu terapeutycznego. Oś R jest skierowana wzdłuż łóżka terapeutycznego w stronę aparatu. Kąt pomiędzy osią R a płaszczyzną osi XY definiowany jest jako kąt gamma (Rozdział 1.1.1).



Rysunek 6.1. Układ współzrędnych aparatu Leksell Gamma Knife [5].

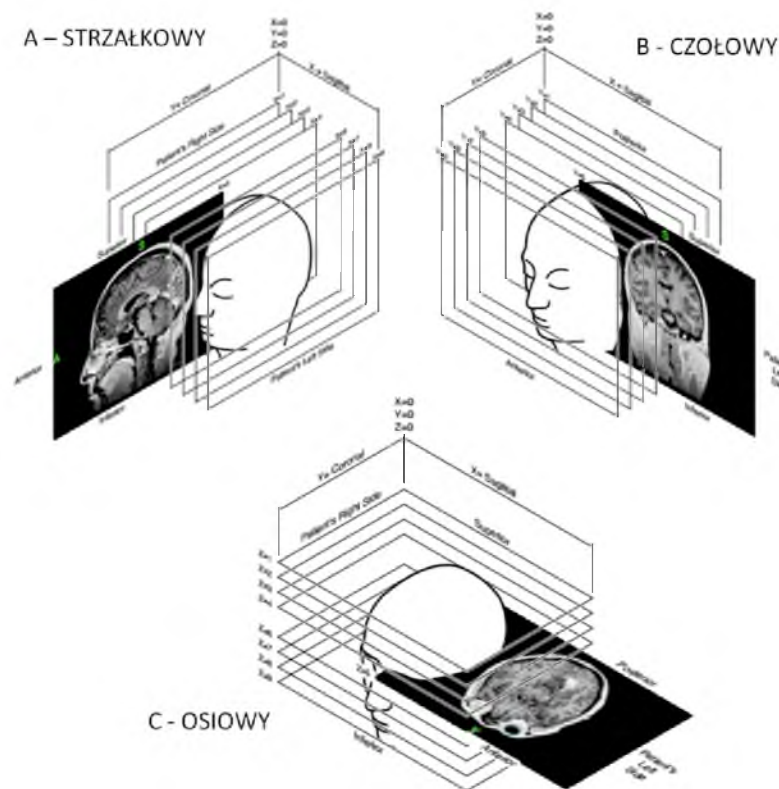
Układ współzrędnych XYZ (Rysunek 6.2) związany z ramą stereotaktyczną Leksell ma początek w zewnętrznym punkcie tylnego-górnego narożnika ramy. Środek ma natomiast współzrędne: $X=100$, $Y=100$, $Z=100$.



Rysunek 6.2. Lexell Coordinate Frame G [5].

W celu zagwarantowania dokładnej obróbki komputerowej i prawidłowego planowania leczenia aplikacja GammaPlan 10.1 musi nakładać na siebie obrazy diagnostyczne w prawidłowy sposób. Dlatego każdy obraz jest skorelowany z wartościami współrzędnych XYZ. Dodatkowo, zostaje dla nich obliczona i wyświetlona pozycja warstwy definiowana jako współrzędna Lexell środka obrazu (Rysunek 6.3):

1. X – dla badania strzałkowego
2. Y – dla badania czołowego
3. Z – dla badania osiowego.



Rysunek 6.3. Współrzędne obrazów: strzałkowego – A, czołowego –B, osiowego – C [5].

6.2 OBLICZANIE DAWKI W PUNKCIE

Dawka całkowita w punkcie trójwymiarowej przestrzeni stereotaktycznej jest obliczana jako suma dawek ze wszystkich nieekranowanych źródeł. Wykorzystuje się do tego odpowiedni algorytm. Dawka od jednego źródła zależy od umiejscowienia tego źródła. Za identyczne uważane są źródła znajdujące się w tym samym pierścieniu, mają równy udział mocy dawki. Natomiast źródła z różnych pierścieni mają różną moc dawki w mierzonym punkcie – nie są identyczne.

Aplikacja do planowania leczenia Leksell Gamma Plan oferuje dwa algorytmy obliczania dawki:

- TMR 10
- Convolution

Tissue Maximum Ratio TMR – opiera się na założeniu że wszystkie tkanki w głowie z dozymetrycznego punktu widzenia mogą być przybliżone przez wodę. Algorytm Convolution uwzględnia heterogenność tkanek pacjenta i uwzględnia modelowanie efektów kumulacji dawki w pobliżu granicy tkanek. Algorytm ten jest powszechnie wykorzystywany w radioterapii.

Dla każdego rodzaju kolimatora został wykonany pomiar rozkładu dawki. Pomiary wykonano dla specyficznej ogniskowej dla danego kolimatora. Każdy z kolimatorów ma pięć pierścieni, a ogniskowa każdego z nich jest inna.

6.2.1 Algorytmy TMR

Algorytmy dawki TMR oparte są na podstawowych założeniach obejmujących: prawo odwrotnych kwadratów, tłumienie wykładnicze przez wodę, współczynnik mocy oraz profile dawki.

Prawo odwrotnych kwadratów opisuje fakt, że liczba fotonów wiązki przechodzących przez jednostkę powierzchni zmniejsza się jak $1/r^2$, gdzie r oznacza odległość od źródła.

Strumień fotonów zmniejsza się wykładniczo wraz z długością wiązki na skutek interakcji fotonów z materią – dawka zmniejsza się wykładniczo wraz z długością wiązki. Zjawisko to nazywa się tłumieniem wykładniczym. Aby je opisać matematycznie należy wprowadzić pojęcie wirtualnej odległości źródło - ognisko oraz wirtualny współczynnik tłumienia liniowego. Parametry określane są przez dopasowanie do modelu obliczeń, metodą najmniejszych kwadratów, profili dawki głębokiej wygenerowanych metodą Monte Carlo. Kolimatory kształtują w unikalny sposób pole fluencji fotonów ze źródła kobaltu ^{60}Co , co prowadzi to do różnic w charakterystyce dozymetrycznej. Wartości parametrów występujących w prawie odwrotnych kwadratów i w tłumieniu wykładniczym są unikatowe dla kolimatorów o różnej wielkości i pierścienia noża Lexell Gamma Knife Perfexion.

Profil dawki opisuje poprzeczny rozrzut dawki. Źródła są wyrównane w kolimatorach dla kolimatora o średnicy 4mm - profile dawki są funkcją odległości od osi wiązki. Dla kolimatorów 8 mm i 16 mm źródła są przechylone względem osi kolimatora, kąt przechylenia zależy od pierścienia, na którym zostało umieszczone źródło. Brak symetrii obrotowej prowadzi do powstania asymetrycznych profili, a profile dawki są bardziej płaszczyznami niż profilami. Takie profile są skalowane z głębokością przy pomocy jednego parametru nazwanego odległością skalowania. Jest ona skorelowana z przybliżoną odległością źródło-ognisko i wyznaczana w symulacjach Monte Carlo.

Współczynnik mocy opisuje zależność pomiędzy wielkością pola a dawką akumulowaną. Im węższa wiązka fotonów tym mniejsza jest dawka. Współczynnik ten jest bezwymiarowy

i znormalizowany względem największego kolimatora. Powoduje to, że współczynnik jest zawsze mniejszy lub równy 1.

6.2.1.1 Obliczenie dawki za pomocą algorytmu TMR10

W algorytmie TMR10 moc dawki jest tłumiona przez dwa czynniki o różnych współczynnikach tłumienia: odległość od powierzchni czaszki wzdłuż wiązki jest mnożona przez współczynnik tłumienia liniowego dla fluencji fotonów wzdłuż wiązki μ_0 a odległość od ogniska jest mnożona przez wirtualny współczynnik tłumienia dla określonej wiązki. Wzór ten dobrze opisuje ekspozycje umieszczone daleko od środka głowy.

$$D_i = \dot{D}_i t$$

$$\dot{D}_i = \frac{\dot{D}_{center} \omega_{TMR10}^{c,r} \left(\frac{d_{TMR10,vsf}^{c,r}}{d_{TMR10,vsf}^{c,r} - dz} \right)^2 \exp(\mu_{TMR10}^{c,r} dz) \exp(\mu_0(80 - d_{fei})) P_{TMR10}^{c,r}(d, \vartheta)}{\sum_{r=1}^5 n_r \omega_{TMR10}^{c=16,r}}$$

\dot{D}_i – moc dawki w punkcie (X_{ip}, Y_{ip}, Z_{ip}) ze źródła i

t – czas napromieniania

\dot{D}_{center} – moc dawki jest mierzona w środku sferycznego fantomu wodnego o średnicy 80mm ze wszystkimi sektorami posiadającymi kolimator 16 mm. Wyrażenie to uwzględnia tłumienie wykładnicze w czasie wskutek rozpadu źródła

$\omega_{TMR10}^{c,r}$ - współczynnik mocy dla kolimatora i pierścienia o określonej wielkości, jest on unormowany dla kolimatora 16mm w drugim pierścieniu

$d_{TMR10,vsf}^{c,r}$ – wirtualna odległość źródło-ognisko dla kolimatora i pierścienia o określonej wielkości.

dz – odległość w osi wiązki od ogniska do przecięcia z linią prostopadłą do osi wiązki i przechodzącą przez punkt. Należy zauważyć, że dz jest dodatnia w kierunku wiązki.

μ_0 – współczynnik tłumienia liniowego dla głównych energii kobaltu

$\mu_{TMR10}^{c,r}$ - jest to współczynnik wirtualnego tłumienia liniowego specyficzny dla danego rozmiaru kolimatora i pierścienia.

d_{fei} – odległość ogniska od punktu wejściowego wiązki w obręb czaszki i

$P_{TMR10}^{c,r}(d, \vartheta)$ – profil dawki wzdłuż prostej prostopadłej do kierunku propagacji wiązki:

d – odległość od ogniska

ϑ – kierunek pomiędzy wiązką oraz prostą przebiegającą przez źródło i punkt P oraz osią prostopadłą do wiązki dla której $\vartheta = 0$

Profil dawki jest unormowany,

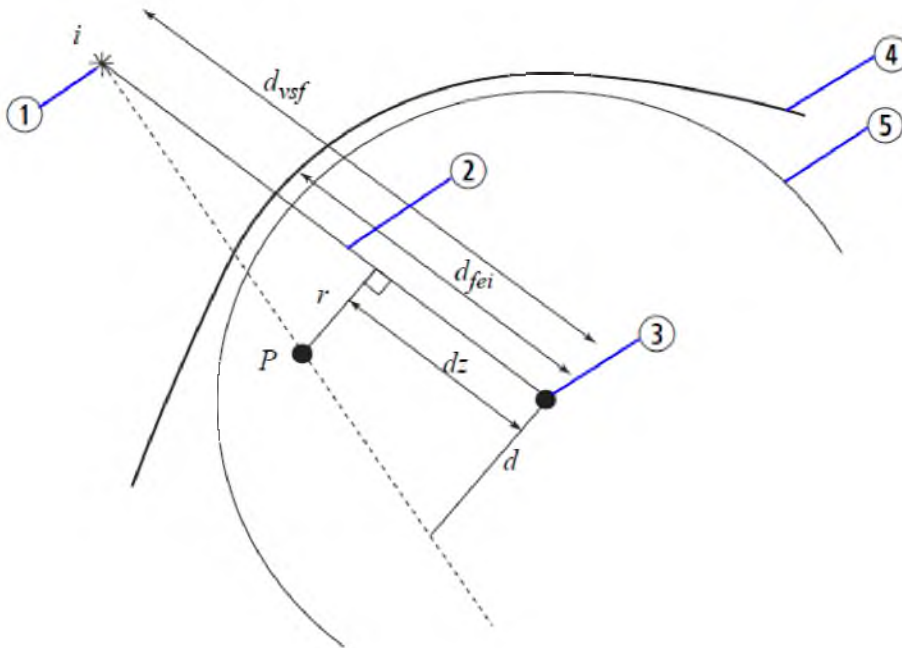
$$\max P_{TMR10}^{c,r} = 1, \forall c, r$$

d jest związane z odległością r od punktu P do osi głównej przez zależność:

$$\frac{rd_{TMR10,scaling}^{c,r}}{d_{TMR10,scaling}^{c,r} - dz}$$

$d_{TMR10,scaling}^{c,r}$ - odległość skalowania (odległość rozbieżności profilu dawki)

n_r – liczba źródeł w pierścieniu r



Rysunek 6.4. Geometria wiązki w czasce – algorytm TMR10: źródło i – 1, wejście – 2, ognisko – 3, granice czaszki – 4, sferyczny fantom wodny 80 mm – 5 [5]

6.2.2 Algorytm dawki Convolution (splatania)

Convolution jest to algorytm powszechnie używany do obliczania dawek w radioterapii. Splata pole opisujące łączną ilość energii uwolnionej przez fotony pierwotne na jednostkę masy (TERMA) z tzw. jądrami rozkładu energii opisującymi sposób dystrybucji tej energii przez cząstki wtórne. W tym algorytmie anatomia pacjenta definiowana jest na podstawie obrazów TK, z których wyliczana jest gęstość elektronowa. Pozwala to na uwzględnienie heterogenności tkanek pacjenta i modelowanie efektów kumulacji dawki na granicy tkanek. Algorytm ten jest dokładniejszy niż algorytm TMR, jednak wymaga dłuższego czasu obliczeń. W celu prawidłowego obliczenia dawki należy wykonać prawidłową kalibrację gęstości elektronowej, a obrazy nie mogą zawierać artefaktów. Względne gęstości wyliczane są z gęstości elektronowych za pomocą modelu dwuliniowego dopasowanego do materiałów biologicznych. Wstępnie do uzyskania danych do algorytmu wykorzystywane są dane z symulacji.

Convolution dzieli się na dwie części:

1. Obliczenie dawki związanej z rozpraszaniem fotonów pierwotnych – dawka pierwotna.
2. Obliczenie dawki z rozproszonych fotonów wyższego rzędu – dawka rozproszona.

6.2.2.1 Obliczenie wartości TERMA

Fluencja energii (przepływ energii przez jednostkę powierzchni) obliczana jest przez skalowanie referencyjnej płaszczyzny fluencji odpowiednio do heterogenności materiału oraz czynników geometrycznych. W środku wodnego fantomu o średnicy 80 mm wyznaczana jest referencyjna płaszczyzna fluencji. Wykorzystywany do tego jest wirtualny model noża Leksell Gamma Knife bazujący na symulacjach Monte Carlo.

Dla kolimatora 4 mm profile fluencji energii są symetryczne obrotowo wokół osi wiązki. Profile są zapisywane w strukturach 1D. Dla kolimatorów 8 mm i 16 mm profile fluencji nie są symetryczne obrotowo, dlatego profile są zapisywane we współrzędnych biegunowych wzdłuż 40 kierunków wokół osi wiązki.

Aby obliczyć wartość TERMA z profili fluencji należy uwzględnić:

1. Energię uwolnioną w jednostce objętości – współczynnik tłumienia liniowego pomnożony przez fluencję energii. Współczynnik tłumienia jest proporcjonalny do gęstości elektronowej w punkcie uwolnienia energii.

2. Florencję referencyjną skalowaną przy pomocy współczynnika geometrycznego zależnego od głębokości. Do skalowania wykorzystuje się prawo odwrotnych kwadratów.
3. Współczynnik tłumienia, który skalowany jest z radiologiczną długością drogi wiązki, natomiast fluencja referencyjna do tłumienia wykładniczego wzdłuż wiązki. Długość drogi wyznaczana jest przez śledzenie promieni wachlarza dla wiązki, a następnie zapisywana w tabeli. Śledzenie promieni próbkuje gęstości elektronowe w krokach co 1 mm, odległość między promieniami to 3 mm w ognisku.
4. Fakt, że energia uwalniania w jednostce objętości dzielona jest przez gęstość wody.
5. Fakt, że wartość TERMA wynosi zero na zewnątrz progu pozaosiowego zależnego od wielkości kolimatora.
6. To, że wartość TERMA jest normalizowana, tak że wartość wynosi 1 w centrum fantomu wodnego o promieniu 80 mm.

6.2.2.2 Dawka pierwotna

Dawkę pierwotną oblicza się poprzez splatanie jądra rozkładu energii w ramach TERMA. Jądro wyliczane jest z wykorzystaniem symulacji Monte Carlo, w której wymusza się interakcję fotonów pierwotnych w punkcie i śledzi rozproszone elektrony w homogenicznym materiale wodnym. Jądro opisuje ilość energii otrzymanej w punkcie z oddziaływań fotonu w otoczeniu tego punktu. Wprowadza się następujące założenia:

1. Elektrony przemieszczają się po liniach prostych między punktem oddziaływania a punktem akumulacji dawki.
2. Zakłada się, że średnia gęstość elektronowa między punktem oddziaływania a punktem akumulacji dawki jest proporcjonalna do długości dróg radiologicznych. Drogi radiologiczne są wyznaczane przez śledzenie promieni przy gęstościach elektronowych próbkowanych krokowo co 0,5 mm.
3. Jądro podzielone jest we współrzędnych sferycznych w 8 kątach biegunowych wokół osi wiązki w 7 kątach płaskich. Jest to podział nieciągły.
4. Dla TERMA wartość tłumienia liniowego w punkcie obliczania dawki jest używana dla wszystkich punktów otaczających.
5. Jądro nie ma przechyłu na skutek rozbieżności wiązek, jest skierowane wzdłuż osi środkowej wiązki.

6.2.2.3 Dawka rozproszona

Splatanie TERMA wzdłuż osi wiązki z jądrem rozpraszania pozwala na wyliczenie względnej mocy dawki wzdłuż osi wiązki z promieniowania rozproszonego. Jądro rozpraszania znajduje się przez dopasowanie metodą najmniejszych kwadratów podwójnej wykładniczej do jądra w problemie splatania odwrotnego.

Skalowanie wyliczonych wstępnie profili dawek rozproszonych prostopadłych do osi i znormalizowanych do 1 w punkcie środkowym jest możliwe korzystając ze splątanej dawki rozproszonej wzdłuż osi wiązki. Profile dawki rozproszonej i głębokość krzywej dawki rozproszonej jest wstępnie wyliczana metodami Monte Carlo. Korzysta się z następujących założeń i przybliżeń:

1. Stosuje się jeden profil ukośny i jedno jądro dla każdego rozmiaru kolimatora.
2. Splatanie wykonuje się wzdłuż środkowej osi wiązki.
3. Współczynnik geometryczny zależny od odległości od źródła skaluje wielkość profili dawki rozproszonej.
4. Jądro nie jest skalowane z powodu heterogenności tkanki między punktem akumulacji dawki a punktami oddziaływania.
5. Akumulacja dawki w punkcie skalowania jest proporcjonalna do względnej gęstości elektronowej wody a odwrotnie proporcjonalna względem gęstości wody.

Względne gęstości i gęstości elektronowe definiowane są tak samo jak dla dawki pierwotnej.

6.2.2.4 Obliczanie CONVOLUTION dawki

Udział dawki $D_{i,tot}$ w punkcie $\vec{r} = (X_{ip}, Y_{ip}, Z_{ip})$ ze źródła i z jednego źródła wyrażone jest wzorem:

$$D_i(\vec{r}) = \dot{D}_{center} \frac{\omega^{c,r}}{\sum_{r=1}^5 n^r \omega^{c=16,r}} (d_{i,pri}(\vec{r}) + d_{i,sca}(\vec{r})) t,$$

gdzie:

$$d_{i,pri}(\vec{r}) = \frac{\eta(\vec{r})}{\rho(\vec{r})} \iiint T^{c,r}(\vec{s}) \rho(\vec{r}) c^2 h_{pri}(c(\vec{r} - \vec{s})) d^3s$$

$$T^{c,r}(\vec{s}) = \frac{\eta(\vec{s})}{\rho(\vec{s})} g_{dz}^2 \exp(\mu_0(80 - d_{rad})) \Psi^{c,r}(d, \vartheta)$$

$$d_{i,sca}(\vec{r}) = P_{sca}^c(d) \frac{\eta(\vec{r})}{\rho(\vec{r})} \int T^{c,r}(s) k_{sca}^c(s - z) \eta(s) ds$$

$D_i(\vec{r})$ – Moc dawki w punkcie (X_{ip}, Y_{ip}, Z_{ip}) ze źródła i

t – czas napromieniania

\bar{s} – współrzędne punktów oddziaływań

$d_{i,pri}(\bar{r})$ – przyczynek fotonów pierwotnych (nierozproszonych) do względnej mocy dawki w punkcie \bar{r} od źródła i

$d_{i,sca}(\bar{r})$ – przyczynek fotonów wtórnych (rozproszonych) do względnej mocy dawki w punkcie \bar{r} od źródła i

\dot{D}_{center} – moc dawki jest określona w środku sferycznego fantomu wodnego o średnicy 80 mm ze wszystkimi sektorami posiadającymi kolimator 16 mm. Wyrażenie to uwzględnia tłumienie wykładnicze w czasie wskutek rozpadu źródła. Współczynnik wiąże wyliczoną moc dawki z wartością zmierzoną

$\omega^{c,r}$ – współczynnik mocy dla kolimatora i pierścienia o określonej wielkości c i pierścieniu r . Jest on unormowany dla kolimatora 16 mm w drugim pierścieniu

$n^{c,r}$ – liczba źródeł w pierścieniu r

μ_0 – współczynnik tłumienia liniowego dla głównych energii kobaltu

$\eta(\bar{r})$ – względna gęstość elektronowa w punkcie \bar{r} , względem wody

$\rho(\bar{r})$ – względna gęstość w punkcie \bar{r} , względem wody, wyliczona z gęstości elektronowych

d_{rad} – odległość radiologiczna z pozycji źródła \bar{p}_s do punktu obliczania \bar{r} tj.

$$d_{rad} = \|\bar{r} - \bar{p}_s\| \int_0^1 \eta((1-t)\bar{p}_s + t\bar{r}) dt$$

c – odległość radiologiczna między punktem oddziaływania \bar{s} a punktem akumulacji dawki \bar{r} . Wyliczana jest w sposób podobny, jak dla d_{rad}

g_{dz}^2 – prawo odwrotnych kwadratów wykorzystywane w modelowaniu rozbieżnego pola fotonów,

gdzie $g_{dz} = \left(\frac{d_{sf}^{c,r}}{d_{sf}^{c,r} - dz} \right)$

$d_{sf}^{c,r}$ to odległość źródło-ognisko dla określonej wielkości kolimatora c i pierścienia r

dz – odległość w osi wiązki od ogniska do przecięcia z linią prostopadłą do osi wiązki i przechodzącą przez punkt. Należy zauważyć, że dz jest dodatnia w kierunku propagacji wiązki

$\Psi^{c,r}(d, \vartheta)$ – poprzeczny profil fluencji dla kolimatora o wielkości c i pierścieniu r :

$d = r_{axis} g_{dz}$, gdzie r_{axis} to najkrótsza odległość między punktem \bar{r} a osią główną
 g_{dz} to współczynnik geometryczny zdefiniowany wcześniej

Profil fluencji jest unormowany $\max(\Psi^{c,r}(d, \vartheta)) = 1, \forall c, r$

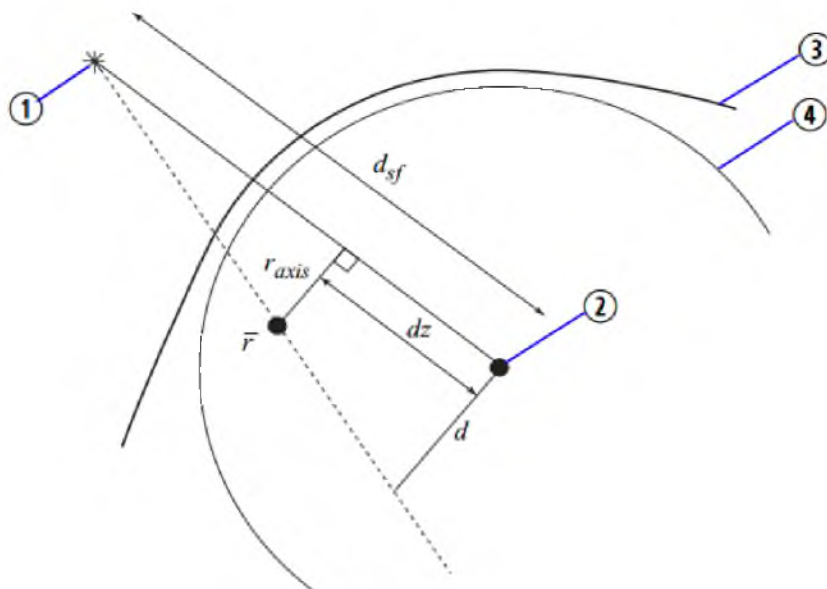
$T^{c,r}(\bar{s})$ – energia uwalniana w jednostce masy w punkcie \bar{s} dla kolimatora o wielkości c i pierścieniu r

$T^{c,r}(s)$ – energia uwalniana w jednostce masy wzdłuż głównej osi wiązki na głębokości s dla kolimatora o wielkości c i pierścieniu r

h_{pri} – jądro główne, generowane z użyciem metody Monte Carlo i parametryzowane we współrzędnych sferycznych

k_{sca}^c – jądro rozpraszania dla kolimatora o wielkości c . Jądro dopasowuje się metodą najmniejszych kwadratów do podwójnej wykładniczej rozwiązując problem odwrotnego splatania

$P_{sca}^c(d)$ – profil mocy dawki rozproszonej. Jeden profil wykorzystywany jest dla każdej wielkości kolimatora c . $d = r_{axis} g_{dz}$, jak dla poprzecznego profilu fluencji. Profile są symetryczne wokół osi wiązki.



Rysunek 6.5. Geometria wiązki w czasce – algorytm CONVOLUTION; źródło i – 1, ognisko – 2, granice czaszki – 3, sferyczny fantom wodny – 4 [5].

7 OCENA DAWEK OTRZYMANYCH PRZY BADANIU TOMOGRAFIĄ KOMPUTEROWĄ

Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej (ICRP) w publikacji 87 [77] zauważa, że dawka pochłonięta w trakcie badań TK jest jedną z najwyższych dawek w diagnostyce obrazowej. Monitorowanie dawek jest ważna z punktu widzenia ochrony radiologicznej, pozwala również zwiększyć dawkę pochłoniętą w objętości tarczowej podczas terapii. Istnieje kilka wielkości służących do oszacowania dawki w tomografii.

Tomograficzny indeks dawki CTDI [mGy] (Computed Tomography Dose Index) definiuje dawkę sumaryczną obliczoną w trakcie jednego aksjalnego obrotu lampy rtg, w kierunku osi równoległej do osi rotacji lampy. Jest to podstawowy parametr, określony przez pole pod krzywą profilu dawki $D(z)$ dla pojedynczej warstwy (Rysunek 7.1):

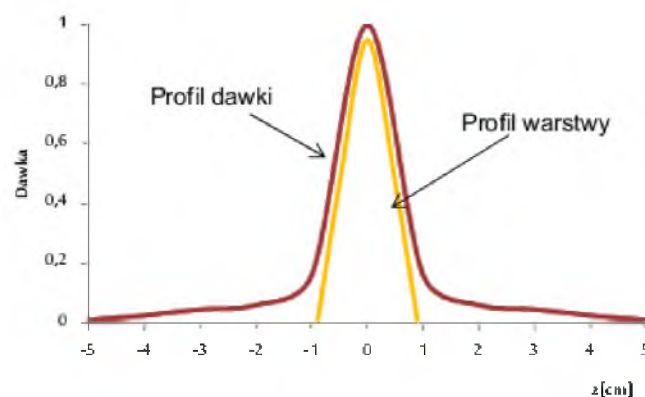
$$CTDI = \frac{1}{NT} \int D(z) dz$$

gdzie

N – liczba warstw,

T – nominalna szerokość warstwy.

CTDI zależy do widma promieniowania, czasu ekspozycji i natężenia prądu lampy.



Rysunek 7.1. Profil dawki w porównaniu z profilem warstwy, z którego liczona jest wartość CTDI [11].

Objętościowy tomograficzny wskaźnik dawki $CTDI_{vol}$ określa przeciętna dawkę promieniowania na całym obszarze skanowania. Umożliwia na porównywanie dawek promieniowania dla różnych ustawień parametrów i różnych tomografów.

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{NT} \int_{-L/2}^{L/2} D(z) dz$$

gdzie

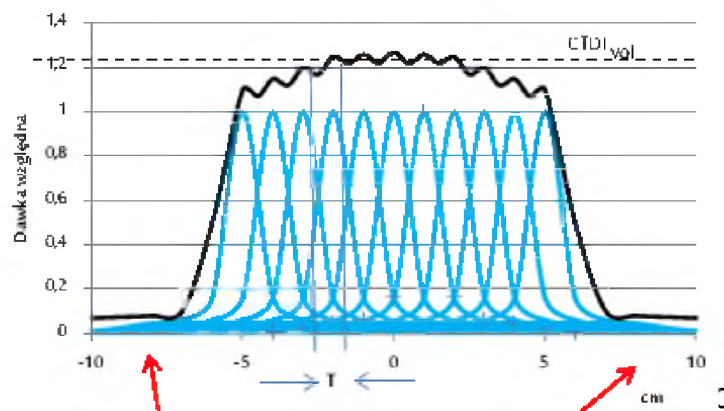
$D(z)$ – rozkład dawki pochłoniętej wzdłuż osi obrotu aparatu TK (osi z) dla pełnego obrotu lampy,

N – liczba warstw przypadających na jeden obrót lampy,

T – nominalna szerokość warstwy,

L – skanowana długość.

Pomiar $CTDI_{vol}$ powinien obejmować sumę wszystkich dawek z badania, również z odcinków końcowych zarysu dawki (Rysunek 7.2).

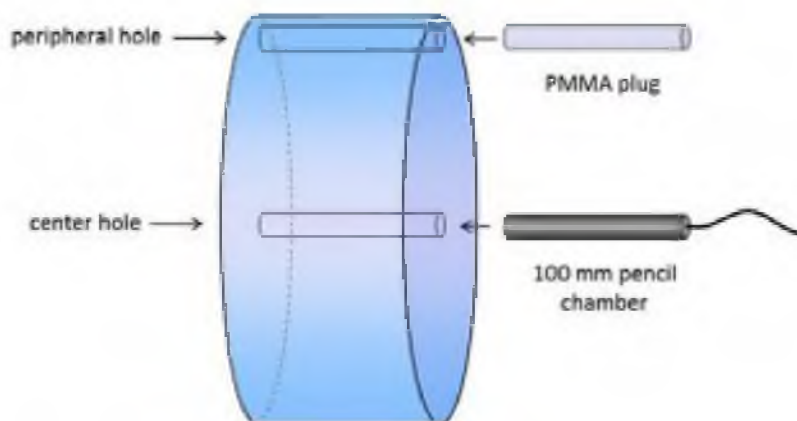


Rysunek 7.2. Zsumowane profile dawek pozwalające oszacować $CTDI_{vol}$ [11].

$CTDI_{vol}$ nie jest wskaźnikiem dawki pacjenta, można go traktować jako wskaźnik średniej dawki tylko wtedy, gdy badany obszar na średnicę zbliżoną do średnicy fantomu pomiarowego. Jeżeli skanowany obszar będzie mieć mniejszy współczynnik osłabiania to wskaźnik dawki jest zaniżony, dla grubszych pacjentów – zawyżony.

W praktyce tomograficzny indeks dawki mierzony jest cylindryczną komorą jonizacyjną o długości 10 cm umieszczoną w standardowym fantomie TK (Rysunek 7.3) - cylindrycznym fantomie głowy lub tułowia o średnicy odpowiednio 16 cm i 32 cm wykonanym z pleksiglasu (PMMA) [10]. Wówczas:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz [mGy]$$



Rysunek 7.3. Cylindryczny fantom głowy lub tułowia z miejscem na komorę jonizacyjną [10].

Kolejną wielkością stosowaną do szacowania dawki jest ważony tomograficzny indeks dawki $CTDI_w$ oceniający średnią dawkę w pojedynczej warstwie. Stanowi sumę ważoną współczynników CDTI wyrażoną wzorem:

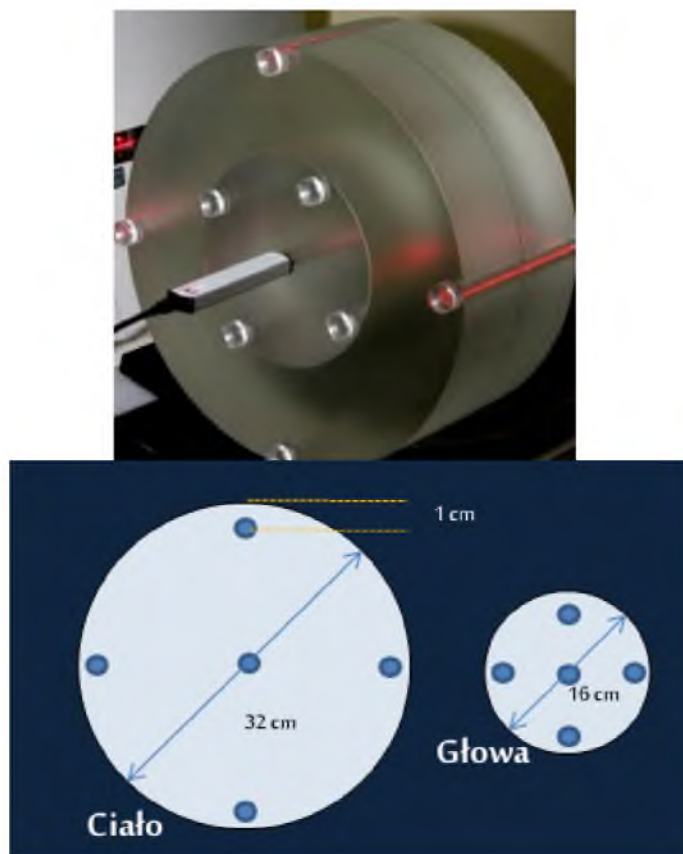
$$CTDI_w = \frac{2}{3}CTDI_{100\ periph} + \frac{1}{3}CTDI_{100\ centre}$$

$CTDI_w$ – ważony tomograficzny indeks dawki,

$CTDI_{100\ periph}$ – wartość tomograficznego indeksu dawki zmierzony w czterech punktach na brzegach fantomu TK,

$CTDI_{100\ centre}$ – wartość tomograficznego indeksu dawki zmierzona w środku fantomu TK.

Współczynnik ten stosowany jest również do oceny wydajności tomografu.



Rysunek 7.4. Fantom z PMMA. Schemat fantomu ciała i głowy jednocześnie [11].

W przypadku skanowania spiralnego, dla którego współczynnik skoku jest różny od jedynki stosujemy zależność:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{P}$$

Dawkę efektywną otrzymaną przez pacjenta w pojedynczym badaniu obliczamy na podstawie wartości DLP (Dose Length Product) [mGy cm]:

$$DLP = CTDI_{vol}L$$

L – długość skanowanego obszaru [cm].

W tomografii spiralnej długość skanowanego obszaru to różnica między początkowym i końcowym położeniem stołu, w tomografii konwencjonalnej – długość skanowanego obszaru.

Dawka efektywna E:

$$E = E_{DLP}DLP$$

E_{DLP} – współczynnik przeliczeniowy.

Objętościowy tomograficzny wskaźnik dawki $CTDI_{vol}$ wraz ze wskaźnikiem dawki do długości skanowanego obszaru DLP zgodnie z normą IEC 60601 muszą być wyświetlane przez aparaty do tomografii.

Amerykańskie Stowarzyszenie Fizyków Medycznych w 2011 roku opracowało raport pozwalający na oszacowanie dawki promieniowania jonizującego otrzymanej przez pacjenta podczas badania TK na podstawie wartości $CTDI_{vol}$ wyświetlanej na ekranie aparatu. Należy uwzględnić jednak fakt, że ta metoda nie definiuje współczynników korekcyjnych dla głowy, nie uwzględnia dawki od topogramów, nie uwzględniając również różnic w osłabieniu wiązki przez klatkę piersiową i brzuch. Nie uwzględnia zmian w dawkach przed i po kontraście jak i nie uwzględnia błędów w pomiarze dawki wynikających z szerokości wiązki.

8 ODDZIAŁYWANIE PROMIENIOWANIA γ Z MATERIAŁ

Kobalt oddziałuje z materią głównie poprzez emitowane kwanty gamma (fotony, γ). Fotony przechodząc przez materię współdziałają z jej atomami. Prawdopodobieństwo zajścia danego efektu zależy od energii początkowej fotonu i od liczby atomowej środowiska.

Oddziaływanie promieniowania gamma γ z materią można podzielić ze względu na rodzaj współoddziaływania promieniowania elektromagnetycznego z materią.

Rodzaj oddziaływania można podzielić na interakcje:

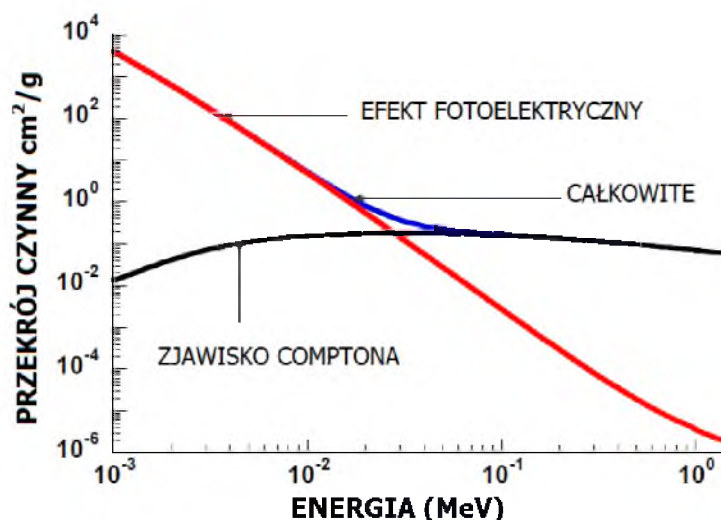
- z elektronami atomu,
- z jądrem atomu,
- z polem elektromagnetycznym jądra atomowego lub polem elektromagnetycznym elektronów,
- z polem mezonowym jąder atomowych.

Efekty współoddziaływania fotonów:

- całkowita absorpcja fotonu,
- elastyczne rozpraszanie fotonu,,
- nieelastyczne rozpraszanie fotonu.

Podział dopuszcza 12 możliwych kombinacji oddziaływań, w których promieniowanie γ zostanie zaabsorbowane albo rozproszone. W zakresie energetycznym fotonów emitowanych przez kobalt Co-60 obserwuje się dwa podstawowe procesy: efekt fotoelektryczny (oddziaływanie z elektronami atomu z całkowitą absorpcją fotonu) i efekt Comptona (oddziaływanie z elektronami atomu poprzez nieelastyczne rozpraszanie). Prawdopodobieństwo zaistnienia danego oddziaływania można określić ilościowo używając pojęcia przekroju czynnego oznaczanego jako σ . Najprościej wytłumaczyć pojęcie przekroju wyobrażając sobie jednostkową powierzchnię, na którą pada wiązka promieniowania. Powierzchnia ta jest wypełniona celami (targetami), które mogą oddziaływać z wiązką. Prawdopodobieństwo uderzenia jednej z cząstek wiązki promieniowania w jeden z celów targetu wynosi p , jeżeli efektywna powierzchnia wszystkich celów stanowi $p \cdot t q$ część (wyrażoną w postaci ułamka) rozpatrywanej powierzchni. Wartość tego ułamka zawiera się w przedziale $\langle 0,1 \rangle$ i jest wartościowo równa przekrojowi czynnemu. Jego jednostką jest metr kwadratowy. Ponieważ jego wartości są bardzo małe wprowadzono również pomocniczą jednostkę przekroju czynnego – barn. Jeden barn jest równy 10^{-28} m^2 .

Rysunek (Rysunek 8.1) przedstawia przekrój czynny związany z w/w efektami w zakresie energii fotonów emitowanych w rozpadzie CO-60.



Rysunek 8.1. Przekrój czynny dla efektów współoddziaływania w materii [2].

Całkowity przekrój czynny na interakcje kwantu promieniowania jonizującego z materią można wyrazić wzorem:

$$\sigma_{tot} = \sigma_{fot} + \sigma_{phn} + \sigma_{pair} + \sigma_{trip} + \sigma_{incoh} + \sigma_{coh}$$

gdzie kolejne wyrazy oznaczają przekrój czynny na efekt fotoelektryczny, fotoefekt jądrowy, tworzenie par, tworzenie trójek, rozpraszanie niekoherentne (nieelastyczne) i rozpraszanie koherentne (elastyczne). Rozpraszanie nieelastyczne można dodatkowo rozbić na przekrój czynny na rozpraszanie niekoherentne na elektronach swobodnych σ_{free} , czyli rozpraszanie comptonowskie oraz rozpraszanie na elektronach związanych σ_{bound} . Można to opisać wzorem:

$$\sigma_{incoh} = \sigma_{free} + \sigma_{bound}$$

Jak już wcześniej wspomniano kwant promieniowania może oddziaływać z całym atomem jak również z pojedynczym elektronem. Ważne jest odróżnienie czy przekrój czynny opisuje oddziaływanie z jednym elektronem (oznaczane małą literką e obok litery σ), czy oddziaływanie z całym atomem (oznaczane małą literką a obok litery σ). Związek pomiędzy opisanymi prawdopodobieństwami można wyrazić za pomocą zależności:

$$\sigma^a = Z\sigma^e$$

Z oznacza liczbę atomową danego pierwiastka, lub efektywną liczbę atomową w przypadku cząsteczek.

Prawdopodobieństwo zajścia danego procesu może zmieniać się wraz ze zmianą niektórych parametrów wiązki. Efekt ten jest szczególnie wyraźny dla rozpraszania fotonów, dla którego wartość przekroju czynnego zależy energii fotonu padającego oraz od kąta bryłowego, w jaki emitowany jest foton. Powyższe zależności dobrze opisuje różniczkowy przekrój czynny. Pozwala on opisać prawdopodobieństwo zajścia procesu z założeniem dodatkowych warunków. Wobec tego opisana wcześniej wielkość σ nazywana jest całkowitym przekrojem czynnym, jest związana z różniczkowym przekrojem czynnym zależnością:

$$\sigma = \int_{4\pi} \frac{d\sigma(\theta, \phi)}{d\Omega} d\Omega$$

gdzie θ – kąt biegunowy, ϕ – kąt azymutalny, Ω – kąt bryłowy, w który emitowany jest foton rozproszony. Często zdarza się, że ze względu na symetrię układu przekrój czynny nie zależy od kąta azymutalnego. Wobec tego można założyć: $d\Omega = d(\cos(\theta))d\phi = \sin(\theta) d\theta d\phi$, a wzór na różniczkowy przekrój czynny można przedstawić następująco:

$$\sigma = \int_0^\pi \frac{d\sigma(\theta)}{d\Omega} 2\pi \sin(\theta) d\theta$$

Jeżeli dodatkowo przekrój czynny nie zależy od kąta azymutalnego, wartość $2\pi \frac{d\sigma}{d\Omega}$ jest wartością stałą i można wyciągnąć ją przed całkę. Wartość całki z funkcji sinus w granicach od 0 do π wynosi 2, a zależność pomiędzy całkowitym przekrojem czynnym a różniczkowym przyjmuje postać:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{\sigma}{4\pi}$$

8.1 EFEKT FOTOELEKTRYCZNY

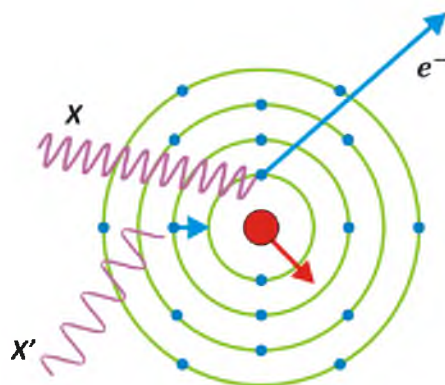
W wyniku oddziaływania fotonów z elektronami atomów następuje całkowita absorpcja fotonu i wyemitowanie elektronu z powłoki elektronowej (Rysunek 8.2). Emitowany elektron ma energię kinetyczną równą różnicy energii fotonu padającego i energii wiązania elektronu w powłoce.

$$E_k = h\nu - E_w$$

E_k – energia kinetyczna wytworzonego elektronu,

$h\nu$ – energia fotonu padającego na atom,

E_w – energia wiązania elektronu na danej powłoce atomu .



Rysunek 8.2. Schemat efektu fotoelektrycznego (dla energii padającego fotonu $< 200\text{keV}$).

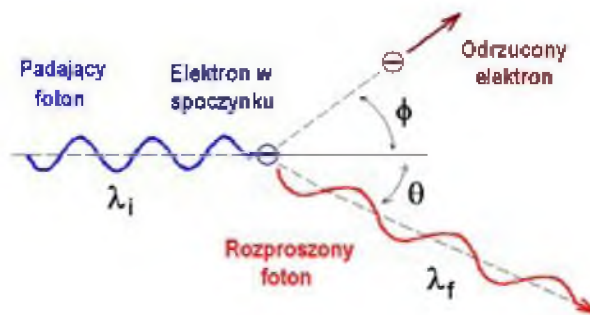
Największe prawdopodobieństwo zajścia efektu fotoelektrycznego występuje dla powłok najbliższej jądra – dla powłoki K. Po uwolnieniu elektronu z powłoki może nastąpić przeskok na tą powłokę elektronu z powłoki wyższej. Wyzwalana przy tym energia jest emitowana w postaci kwantu promieniowania charakterystycznego z zakresu promieniowania rentgenowskiego, lub energia jest bezpośrednio przekazywana innemu elektronowi w atomie. Elektrony takie nazywamy elektronami Auger’a.

Prawdopodobieństwo zajścia efektu fotoelektrycznego (przekrój czynny) wzrasta bardzo szybko ze wzrostem liczby atomowej materiału, w którym zachodzi efekt i maleje ze wzrostem energii fotonu padającego. Można to przedstawić w postaci zależności:

$$\sigma_{photo} \approx \frac{kZ^3}{(h\nu)^3}$$

8.2 ZJAWISKO COMPTONA

Jako pierwszy opisał je Arthur Compton w 1923r. Polega na rozpraszaniu fotonu i zmianie jego energii na energii swobodnych lub słabo związanych elektronów. Po rozproszeniu foton zmienia swoją energię, i związanej z nim długości fali. Różnica energii między kwantem pierwotnym a rozproszonym zostaje przekazana elektronowi. Kierunek kwantu rozproszonego jest inny niż pierwotnego. W takim zderzeniu muszą być spełnione podstawowe prawa zachowania energii i pędu wszystkich trzech cząstek – fotonu pierwotnego, fotonu rozproszonego i elektronu. Powoduje to, że kierunek ruchu fotonu pierwotnego, rozproszonego i odrzuconego elektronu są od siebie zależne kątowno (Rysunek 8.3).



Rysunek 8.3. Schemat zjawiska Comptona (dla energii padającego fotonu > 200keV).

Można to przedstawić w postaci:

$$\frac{E'}{E} = \frac{1}{1 + \frac{hv}{m_e c^2}} (1 - \cos\theta)$$

gdzie:

E' – energia fotonu rozproszonego, E – energia fotonu padającego, ν – częstotliwość fali fotonu padającego ($E=h\nu$), h – stała Plancka, $h = 6,62607 \cdot 10^{-34}$ Js, m_e – masa elektronu, $m_e = 9,10938 \cdot 10^{-31}$ kg, c – prędkość światła, $c = 299\,792\,458$ m/s, θ – kąt rozproszenia fotonu.

Kąt odrzutu elektronu przedstawia wzór:

$$\cos(\phi) = \left(1 - \frac{hv}{m_e c^2}\right) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) = (1 - \alpha) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)$$

α – energia fotonu padającego podzielona przez masę spoczynkową elektronu wyrażoną w jednostkach energii.

Funkcja cosinus przyjmuje wartości od 0 do 1. Powoduje to że energia rozproszonego fotonu może mieć wartość równą energii fotonu padającego, dla rozproszenia pod kątem 0° , natomiast minimalną dla rozproszenia do tyłu, pod kątem 180° .

Przekrój czynny na efekt Comptona wyrażamy wzorem Kleina Nishiny. Jego formuła jest złożona i można ją przedstawić następująco:

$$\frac{d_e \sigma_{KN}(\theta)}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu}\right) \cdot \left(\frac{h\nu'}{h\nu} + \frac{h\nu}{h\nu'} - \sin^2(\theta)\right)$$

gdzie r_e to promień elektronu, równy $2,8179 \cdot 10^{-15}$ m.

Wzór można uprościć dla fotonów o energii dążącej do zera. Wtedy stosunek energii fotonu padającego do fotonu rozproszonego dąży do jedynki a przekrój czynny można zapisać w postaci:

$$\frac{d_e \sigma_{KN}(\theta)}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} (1 + \sin^2(\theta))$$

która nazywana jest różniczkowym przekrojem czynnym Thomsona.

Warto zauważyć, że w przypadku efektu Comptona tylko część energii fotonu przekazana jest elektronowi - pozostałą unosi foton rozproszony. Dlatego też przekrój czynny rozkładamy na dwa składniki: przekrój czynny na rozpraszanie σ_{cs} oraz przekrój czynny na absorpcję σ_{ca} . Relację pomiędzy tymi dwoma składowymi przekrojami czynnymi a przekrojem czynnym na efekt Comptona opisuje wzór:

$$\sigma_{cs} = \frac{E'_\gamma}{E_\gamma} \sigma_c^e, \sigma_{ca} = \sigma_c^e - \sigma_{cs}$$

8.3 EFEKTYWNA LICZBA ATOMOWA

Zjawisko zachodzenia oddziaływań promieniowania jonizującego z materią zależy od rodzaju materiału, w którym obserwowane jest zjawisko: od jego gęstości i liczby atomowej oraz liczby elektronów w gramie substancji. Materiały występujące w środowisku są zazwyczaj kompozycją różnych pierwiastków chemicznych pod postacią mieszanin lub związków chemicznych. Należy więc określić liczbę atomową środowiska. Zależność ta została po raz pierwszy opisana w 1937 roku przez Maynard'a [5], który zaproponował następujący wzór:

$$Z_{eff} = \sqrt[m]{a_1 Z_1^m + a_2 Z_2^m + \dots + a_n Z_n^m}$$

gdzie:

$m=2,94$,

a_1, a_2, \dots, a_n – udziały elektronów poszczególnych pierwiastków o liczbach atomowych odpowiednio Z_1, Z_2, \dots, Z_n .

Dodatkowo, należy zauważyć, że liczba elektronów w jednym gramie substancji opisana jest zależnością $\frac{NZ}{A}$, gdzie N , Z , A oznaczają odpowiednio liczbę Avogadra, liczbę porządkową (atomową) oraz masową substancji. Liczba Avogadra to liczba określająca liczbę atomów w jednym molu substancji i wynosi $N = 6,025 \cdot 10^{23}$.

9 DOZYMETRYCZNE FILMY RADIOCHEMICZNE - GAFCHROMIC EBT2

GAFCHROMIC EBT2 to radiochemiczne filmy dozymetryczne dedykowane dla fizyków medycznych pracujących w radioterapii. Służą do pomiarów dawki. Charakterystyczną ich cechą jest mała wrażliwość na światło dzienne, można je przechowywać poza ciemnią. Dodatkowo nie wymagają procesu poekspozycyjnego (chemikaliów oraz ciemni w procesie wywoływania). Nienapromienione filmy mają kolor żółty. Barwnik ten zaniża wrażliwość na światło dzienne i ultrafiolet, pozwala również na zastosowanie dozymetrii wielokanałowej. Pod wpływem promieniowania jonizującego filmy zmieniają kolor na niebieski. Charakteryzują się również odpornością na wodę oraz na zmianę temperatury (do temperatury ok. 60°C) oraz wysoką rozdzielczością przestrzenną - można dzięki nim zobrazować obiekty odległe od siebie o 25 μm . Filmy Gafchromic zbudowane są (Rysunek 9.1) z warstwy aktywnej otoczonej przezroczystą warstwą ochronną z poliestru oraz spoiwem – warstwą klejącą. Pod warstwą aktywną znajduje się czyste poliestrowe podłoże. W skład warstwy aktywnej wchodzi: składnik aktywny, barwnik, stabilizatory oraz inne składniki powodujące odpowiedź filmu niezależną od energii promieniowania (od 100 keV do 1 MeV – minimalizują efekt promieniowania rozproszonego).

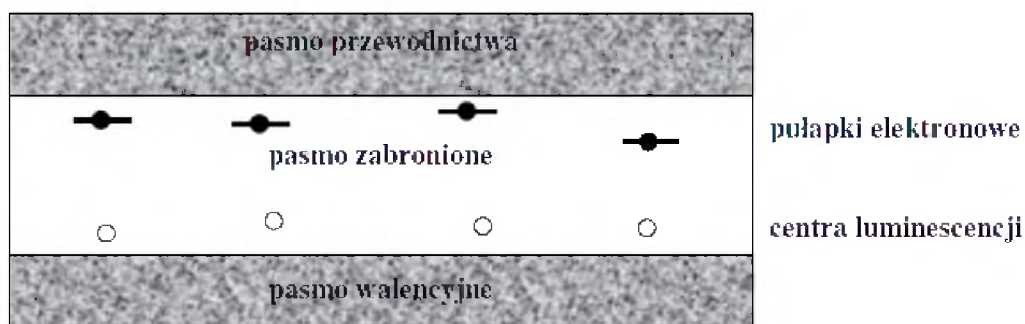


Rysunek 9.1. Budowa filmów dozymetrycznych Gafchromic EBT2 [7].

Filmy te należy odczytywać zawsze w tej samej orientacji względem osi skanowania, odpowiedź filmu ma charakter anizotropowy. Spowodowane to jest tym, że podczas produkcji osie cząstek warstwy aktywnej układają się równolegle do siebie. Maksima absorpcji występują przy dwóch długościach fali: ok. 636 nm i 585 nm. Dla odczytów filmów z zakresu dawek 1 cGy do 10 Gy zaleca się odczyt światłem czerwonym. Filmy są zgodne tkankowo, dostępne w postaci arkuszy foli, co pozwala na przycinanie do dowolnego kształtu potrzebnego do wykonania pomiarów.

10 DETEKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE – TLD

Zjawisko termoluminescencji można wyjaśnić na podstawie teorii pasmowej dielektryków. Idealny dielektryk ma puste pasmo przewodnictwa oddzielone od pasma walencyjnego przerwą energetyczną pasma zabronionego, szeroką na kilka elektronowoltów (eV). W rzeczywistości kryształy zawierają jednak nieregularności w strukturze sieci krystalicznej takie jak: nieprawidłowa lokalizacja podstawowych jonów, brak jonów w odpowiednich miejscach w sieci, istnienie domieszek w postaci jonów w obcych węzłach i międzywęzłach sieci. Powoduje to zmienioną strukturę energetyczną elektronów z orbit zewnętrznych w porównaniu do dielektryków. Powyższe niejednorodności stanowią odseparowane centra, w których elektrony mogą wiązać się z poziomem energetycznym w paśmie zabronionym. Nazywamy je pułapkami. Pułapki te są zdolne do przechwytywania elektronów z pasma przewodnictwa i wiązania ich z energią danego centrum (pułapki elektronowe) oraz do dostarczania elektronów do podstawowej struktury jonów dielektryka (pułapki dziurowe, centra luminescencji). Strukturę tą przedstawia Rysunek 10.1.

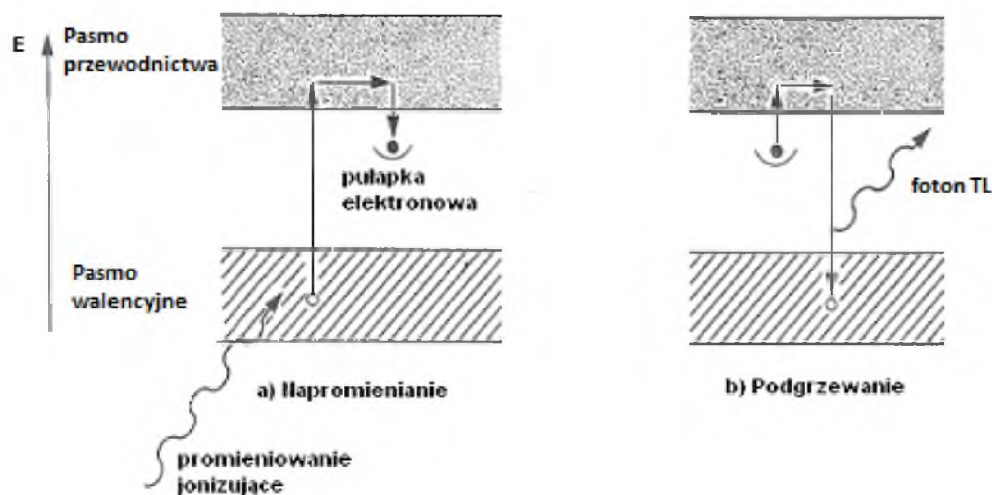


Rysunek 10.1. Struktura pasmowa. [17].

Zjawisko termoluminescencji, powodowane istnieniem pułapek i dziur elektronowych, jest dwuetapowe. W pierwszym z nich detektor pochłania promieniowanie jonizujące powodując jonizację atomów termoluminofora, a następnie pułapkowanie powstałych dziur i elektronów („zapisywanie” pochłoniętej dawki promieniowania).

Drugi etap może nastąpić po dłuższym czasie. Polega na dostarczeniu elektronom związanym w pułapkach energii większej od energii wiązania (na przykład poprzez pobudzenie termicznym), po którym następuje rekombinacja nośników ładunku z emisją światła luminescencji. Poprzez termiczne pobudzenie detektora LiF elektrony znajdujące się dotychczas w pułapkach uwalniane są do pasma przewodnictwa. Elektron wędruje w tym paśmie w pobliże centrum

luminescencji, rekombinuje z nim oddając nadmiar energii jako kwant światła widzialnego. Światło to jest mierzone i proporcjonalne do pochłoniętej dawki. Dokładność odczytów wynosi ok. 5%. Z punktu widzenia dozymetrii istotne dane wnoszą tylko dostatecznie głębokie pułapki, przy których przypadkowe bodźce (np. światło widzialne) nie spowodują ich opróżniania. Uproszczoną ilustrację poziomów energetycznych podczas napromieniania i podgrzewania – ilustrującą proces termoluminescencji – przedstawia Rysunek 10.2:



Rysunek 10.2. Diagram poziomów energetycznych ilustrujący proces termoluminescencji [12].

Prawdopodobieństwo uwolnienie elektronów z pułapek opisywane jest rozkładem Boltzmanna:

$$p = s \cdot \exp\left(-\frac{E_n}{kT}\right)$$

Gdzie:

p – prawdopodobieństwo uwolnienia elektronu [s^{-1}],

s – współczynnik częstotliwości związany z rodzajem defektu, najczęściej rzędu 10^6 - 10^{14} [s^{-1}],

E_n – energia wiązania pułapki [eV],

k – stała Boltzmanna, $k=8,6173303(50) \cdot 10^{-5}$ [eV/K],

T – temperatura [K].

Liczba elektronów uwalniania w stałej temperaturze T w jednostce czasu (dn/dt) jest opisywana równaniem [44]:

$$\frac{dn}{dt} = ns \cdot \exp\left(-\frac{E_n}{kT}\right) = -pn$$

n – liczba pułapek zapełnianych w pierwszym etapie zjawiska termoluminescencji.

Wynika stąd, że liczba uwalnianych elektronów (równoznaczna z ilością emitowanego światła luminescencji) wzrasta wykładniczo wraz ze wzrostem temperatury, do momentu, gdy liczba pułapek n zacznie wyraźnie maleć. Przy dalszym podnoszeniu temperatury liczba uwalnianych elektronów spada. A więc spada również ilość emitowanego światła.

Zakładając, że uwalniane elektrony nie wpadają powtórnie do istniejących pułapek, natężenie emitowanego światła I w czasie można opisać zależnością [44]:

$$I = cns \cdot \exp\left(-\frac{E_n}{kT}\right) = cnp$$

gdzie: c – stała związana z wydajnością luminescencji.

W praktyce, podczas pomiarów dozymetrycznych zazwyczaj stosuje się grzanie liniowe opisywane zależnością [44]:

$$T_k = T_p + \beta t$$

gdzie:

T_k – temperatura końcowa,

T_p – temperatura początkowa,

β – prędkość grzania [Ks^{-1}],

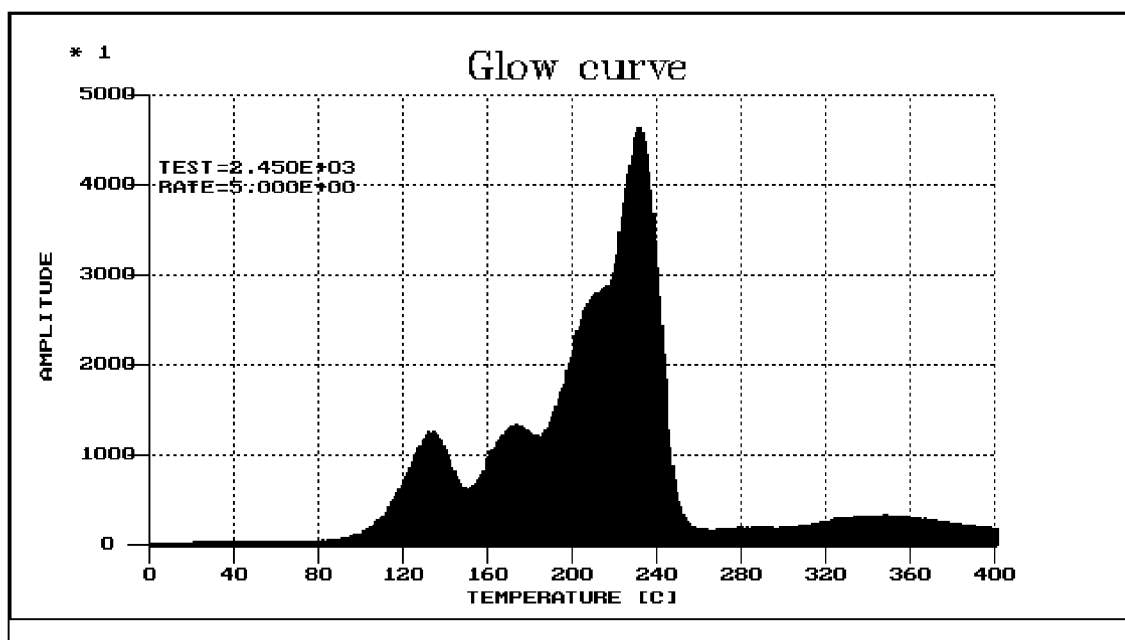
t – czas [s].

Natężenie światła luminescencji można opisać równaniem Randalla – Wilkinsa [44]:

$$I(t) = n_0 s \exp\left(-\frac{E_n}{kT}\right) \exp\left[-\left(\frac{s}{\beta}\right) \int_{T_p}^{T_k} \exp\left(-\frac{E_n}{kT'}\right) dT'\right]$$

gdzie n_0 – liczba elektronów związanych w pułapkach w czasie t_0 .

Rejestrując ilość emitowanego światła luminescencji, podczas liniowego podnoszenia temperatury, napromieniowanego materiału TL otrzymujemy krzywą zwaną krzywą termoluminescencji (wyświecenia). Powierzchnia pod krzywą reprezentuje sumę termoluminescencji, jest proporcjonalna do wartości dawki pochłoniętej przez materiał detektora. Przykładową krzywą przedstawiono na rysunku (Rysunek 10.3).



Rysunek 10.3. Przykładowa krzywa świecenia uzyskana dla prędkości nagrzewania równej 5°C/1s. [14].

Całkowity emitowany sygnał termoluminescencji (pole pod krzywą) można powiązać z dawką poprzez odpowiednią kalibrację. W pomiarach dozymetrycznych ważna jest powtarzalność cykli wygrzewania. W temperaturze pokojowej z powodu spontanicznej emisji światła sygnał luminescencji słabnie w czasie. Proces ten nazywany jest zanikiem. Dla detektorów LiF zanik nie przekracza kilku procent w ciągu kilku miesięcy.

W praktyce pomiarów wykorzystuje się piki w zakresie temperaturowym 180 – 250 °C (odpowiadają one umiarkowanie „głębokim” pułapkom). Piki pojawiające się poniżej 50 °C nie są przydatne w pomiarach i nie wpływają na wynik pomiaru, piki z zakresu 50-160 °C są niepożądane, a piki związane z temperaturą powyżej 300 °C odpowiadają pułapkom, które tylko w niewielkiej ilości są opróżniane podczas odczytu.

11 PARAMETRY WYKORZYSTYWANE DO OPTIMALIZACJI PLANÓW LECZENIA

Oprogramowanie do planowania leczenia definiuje pięć parametrów, za pomocą, których ocenia się optymalność planu [16, 38]:

- Pokrycie – definiowane jako stosunek objętości docelowej (TV – Target volume, objętość guza) pokrytej przez objętość zalecanej izodozy (PIV – prescription isodose volume) do objętości docelowej.

$$\text{Pokrycie} = \frac{V(PIV \cap TV)}{V(TV)}$$

- Selektowność – definiowana jako stosunek objętości zalecanej izodozy (PIV) znajdującej się wewnątrz objętości docelowej do objętości izodozy docelowej.

$$\text{Selektowność} = \frac{V(PIV \cap TV)}{V(PIV)}$$

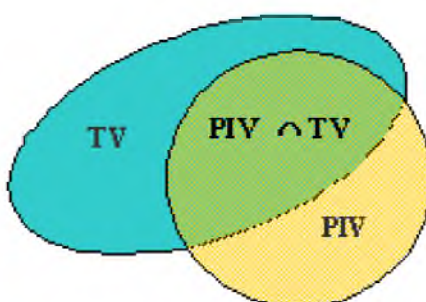
- Wskaźnik gradientu (GI) – definiowany jako stosunek połowy wielkości objętości zalecanej izodozy a wielkością izodozy docelowej – dla planowej izodozy 50%:

$$GI_{50\%} = \frac{V(PIV_{25\%})}{V(PIV_{50\%})}$$

- Indeks Padicka (PCI) – definiowany jako stosunek objętości guza (TV) pokryta przez izodozę leczniczą (TV_{PIV}^2) do iloczynu objętości guza (TV) i objętości izodozy leczniczej (PIV) [25, 26]:

$$PCI = \frac{TV_{PIV}^2}{TV * PIV}$$

- Czas włączenia wiązki – definiowany jako suma czasów ekspozycji dla wszystkich ekspozycji w obszarze docelowym



Rysunek 11.1. Obrazowe przedstawienie wykorzystywanych objętości [5]

CZĘŚĆ EKSPERYMENTALNA

12 METODA

W przygotowaniu planów leczenia metodą Gamma Knife należy wyróżnić kilka etapów: wykonanie badań TK (do dyspozycji był aparat firmy General Electric GE model Optima 610) i MR z wykorzystaniem fantomów i zastosowaniem dedykowanych boksów, zdefiniowanie badań w systemie planowania leczenia Leksell Gamma Plan 10.1, zdefiniowanie kształtu czaszki, obrysowanie na przekrojach tomograficznych objętości tarczowej oraz narządów krytycznych. Następnym krokiem jest wypełnienie objętości zmiany strzałami, tak aby wybrana izodoza lecznicza pokrywała obszar guza. Strzały mają następujące zmienne parametry:

- Położenie w przestrzeni stereotaktycznej w osi X, Y Z;
- Waga strzału o wartościach: 0- 1;
- Wybór kolimatorów: 4 mm, 8 mm, 16 mm, blok, kolimatory mieszane.

Przy planowaniu należy pamiętać o odpowiednich wartościach parametrów całego leczenia, tak, aby:

- Pokrycie było jak najbliżej 1, powinno być większe niż 0.9;
- Selektowność była jak najbliżej 1, powinna być większa niż 0.9;
- Wskaźnik gradientu (Gradient Indeks) powinien zawierać się pomiędzy 2,5 – 3;
- Czas terapii był jak najmniejszy, z zastrzeżeniem, że ważniejsze są trzy powyższe parametry.

W pracy wykorzystano pięć planów wcześniej zastosowanych klinicznie, trzy plany dotyczyły zmian o charakterze oponiaka, dwa nerwiaka nerwu przedstonkowo-ślimakowego. Oryginalne plany przesunięto do izocentrum aparatu, a dawkę przeliczono, tak żeby w izodozie 50% były planowane 2 Gy.

Weryfikacja planów była wykonana dwoma metodami: za pomocą detektorów termoluminescencyjnych i filmów dozymetrycznych. Porównano również różnice wynikające z algorytmów TMR10 i Convolution.

Dodatkowo wykonane plany leczenia były weryfikowane przy użyciu kalkulatora dawek MuCheck wersja 9.2.0. W celu przeprowadzenia takiej weryfikacji przygotowany plan leczenia wprowadza się do kalkulatora (przekazywane są informacje o zaplanowanych strzałach i kształcie czaszki). Następnie wybiera się punkty, w których dawka ma być weryfikowana. Program oblicza

dawki, a następnie porównuje swoje wyniki z podanymi przez użytkownika. Dopuszczalna różnica pomiędzy wartościami wynosi 3%.

Kolejnym krokiem było wyznaczenie dawek jakie otrzymuje pacjent podczas wykonywanego badania diagnostycznego – tomografii komputerowej. Porównano dane otrzymane z systemu tomografii komputerowej szacującego otrzymaną dawkę pochłoniętą podczas badania (zgodnie z zaleceniami Międzynarodowej Komisji Ochrony Radiologicznej (ICRP) nr 87) z pomiarami wykonanymi metodą termoluminescencji.

13 FANTOMY WYKORZYSTYWANE PODCZAS BADAŃ

Pomiary wykonano z wykorzystaniem trzech fantomów: Film Hodler, Spherical Pantom oraz modelu czaszki ludzkiej. Dwa pierwsze są to oryginalne fantomy Leksell dostarczone razem z aparatem Gamma Knife. Trzeci z nich został wykonany samodzielnie, w wykorzystaniu dostępnych materiałów.

13.1 FILM HOLDER

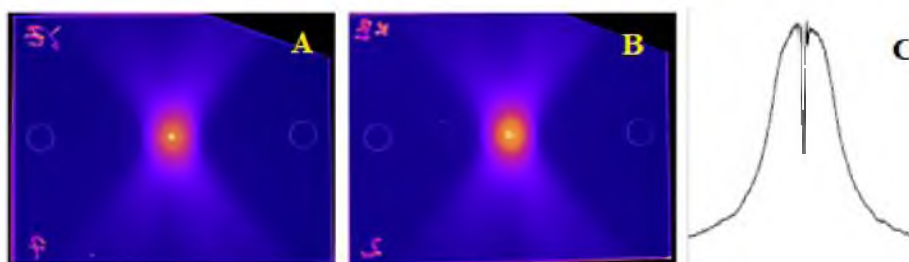
Narzędzie Film Holder służy do porównywania położenia punktu środkowego systemu pozycjonowania pacjenta PPS z radiologicznym izocentrum – pozwala na weryfikację tego punktu. Składa się z elementu głównego, do którego mocuje się adapter ramy – element dokujący oraz cylindryczny element rotujący z miejscem na film dozymetryczny (Rysunek 13.1). Zastosowanie w fantomie rotującego elementu pozwala na wykonanie pomiarów w dwóch płaszczyznach XY oraz XZ.



Rysunek 13.1. Wygląd fantomu film holder [18].

Fantom ten może być użyty do sprawdzenia dokładności położenia kolimatorów 4 mm, 8 mm, 16 mm. Dla urządzenia Gamma Knife dopuszczalne są odchylenia w kierunkach mniejsze niż 0,3mm ($\delta_x, \delta_y, \delta_z, < 0,3 \text{ mm}$) we wszystkich kierunkach oraz błąd δ mniejszy lub równy 0,4 mm, wyrażony wzorem:

$$\delta = \sqrt{\delta_x^2 + \delta_y^2 + \delta_z^2} \leq 0,4$$

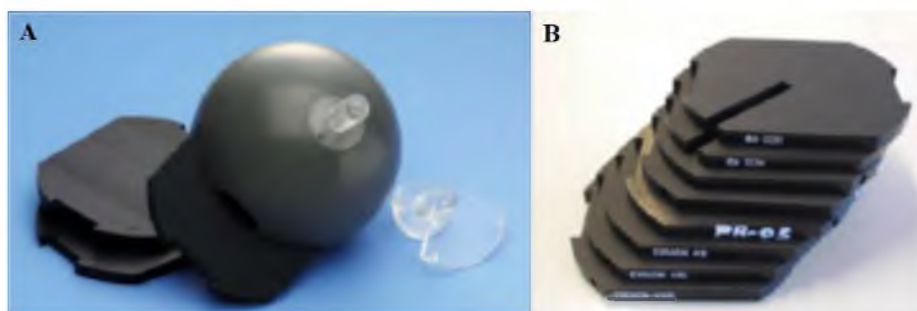


Rysunek 13.2. Przykładowy skan napromienionych filmów dozymetrycznych A, B – film z zaznaczonym nakłuciem tj. punktem centralnym, C - przekrój wzdłuż osi OZ.

13.2 SPHERICAL PHANTOM

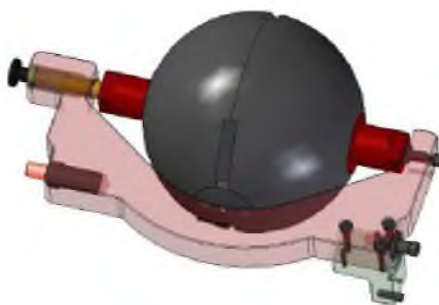
Jest wykorzystywany do pomiarów precyzji napromieniania i wydajności aparatu, do pomiarów mocy dawki przy użyciu komory jonizacyjnej oraz do weryfikowania rozkładu dawki w 3D z wykorzystaniem filmów dozymetrycznych.

Wykonany jest z plastiku ABS (plastik akrylonitrylo-butadieno-strenowy; skład: akronitryl 15-35%, butadien 5-30%, styren 40-60% [40]) o gęstości $\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ i średniej liczbie atomowej 5,62. Fantom jest uznawany za tkankę podobny. Składa się z dwóch czaszy połączonych ze sobą o szerokości 160 mm. Pomiędzy nimi znajduje się wymienna płytki o głębokości 10 mm (Rysunek 13.3) z miejscem na odpowiedni detektor promieniowania np. komorę jonizacyjną lub film dozymetryczny. Możliwe jest również zamontowanie pełnej płytki i napromienianie pełnego fantomu.



Rysunek 13.3. Fantom dozymetryczny spherical phantom: A - połączone połówki czaszy i wymienne płytki, B - wymienne płytki [18].

Badania wykazują, że dawka zmierzona w punkcie centralnym fantomu różni się od dawki zmierzonej w fantomie wodnym o ok. 1% [40,41]. Do wykonania pomiarów niezbędne jest zamontowanie fantomu do stołu dozymetrycznego za pomocą odpowiedniego adaptera. Jest on dedykowany specjalnie do fantomu (Rysunek 13.4).

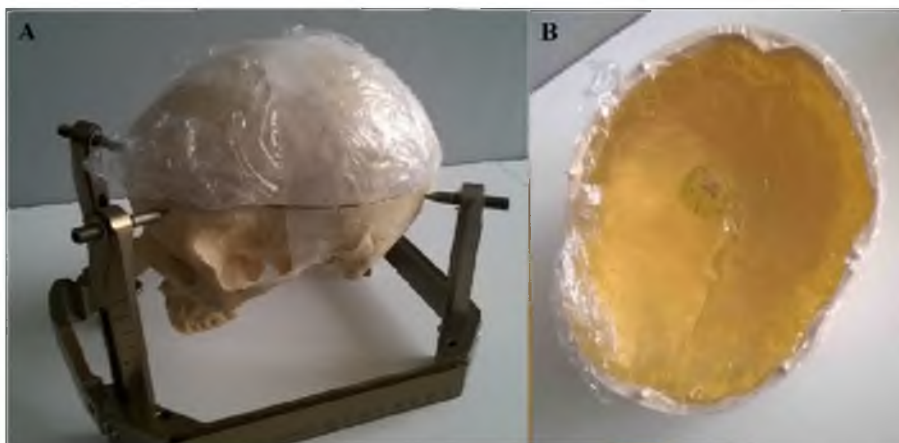


Rysunek 13.4 Fantom dozymetryczny z zamontowanym adapterem [1].

13.3 FANTOM – CZASZKA

Fantom (Rysunek 13.5) został przygotowany z modelu czaszki ludzkiej wykonanego z plastiku (polietylen 1100 kg/m^3), a także z piłeczki z kauczuku (940 kg/m^3) oraz żelu agarowego (roztwór został przygotowany tak, by jego gęstość wynosiła 900 kg/m^3). Elementy te zostały wybrane ze względu na łatwość obróbki i właściwości fizyczne, tak, aby uzyskać model jak najbardziej zgodny tkankowo, pod względem gęstości i efektywnej liczby atomowej z odpowiednią tkanką ludzką.

Fantom był przygotowany w następujący sposób: przygotowano roztwór z agaru, poczekano aż zaczyna zastygać. Tak przygotowaną substancję przelano do pokrywy czaszki, będącej częścią anatomicznego modelu czaszki, przed całkowitym zastygnięciem umieszczono w niej kauczek. Dolną część czaszki również wypełniono przygotowaną mieszaniną.



Rysunek 13.5. Fantom – Czaszka: A – wygląd po złożeniu i przymocowaniu do ramy stereotaktycznej, B – widok górnej pokrywy czaszki po wypełnieniu jej żelem agarowym i umieszczeniu objętości tarczowej [materiały własne].

W zależności od fazy badań zastygłą mieszaninę z części pokrywy czaszki pocięto na odpowiednie części, tak aby można było umieścić w niej detektory TLD.

14 DETEKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE

14.1 KALIBRACJA DETEKTORÓW TERMOLUMINESCENCYJNYCH

Do badań wykorzystano detektory termoluminescencyjne TLD 100 wykonane ze spieków z fluorku litu (7,5% 6Li, 92,5% 7Li) w kształcie pastylek o wymiarach: średnica 6 mm i wysokość 1 mm. Fluorek litu jest substancją krystaliczną o gęstości 2,2 g/cm³, trudno rozpuszczalną w wodzie, obojętną chemicznie. Jego efektywna liczba atomowa Z wynosi 8,2 – tkanka miękka człowieka to 7,4. Fluorek litu często jest stosowany jako detektor promieniowania jonizującego w dozymetrii klinicznej, ponieważ absorbuje promieniowanie w sposób podobny do tkanek.

Do zalet detektorów należą ich niewielkie wymiary oraz możliwość wykonania detektora o dowolnym kształcie. Charakteryzują się szerokim zakresem pomiarowym od 10 μ Gy do 10 kGy, zakres ten jest liniowy i ma niezależne wskazania w zakresie mocy dawek do 10 Gy/s. Tło własne jest na poziomie 15 μ Gy, zaś dawka własna 0,24 nGy/h. Widmo luminescencji to 400 nm, pik główny odpowiada temperaturze 210 °C Można je wykorzystywać wielokrotnie. Nie wymagają zasilania oraz są tanie.

Detektory termoluminescencyjne nie pozwalają na otrzymanie wyniku bezpośrednio po wykonaniu pomiaru oraz na monitorowanie mocy dawki. Istnieją czynniki wygaszające termoluminescencję (temperatura, światło) oraz ograniczające możliwości detekcyjne (duże dawki, wygrzewania). Aby otrzymać precyzyjne wyniki pomiarów należy wykorzystać aparaturę do odczytu dawki (tzw. czytnik TL). Procedura ta jest czasochłonna i stanowi największą wadę detektorów termoluminescencyjnych.

Kalibracja detektorów z fluorku litu musi być przeprowadzona przed pierwszymi pomiarami. W trakcie kalibracji detektory zostają napromienione znaną dawką promieniowania, a następnie wykonywany jest odczyt dla każdego detektora. Na jego podstawie, dla każdego detektora wyznacza się współczynnik konwersji odpowiedzi termoluminescencji na dawkę (współczynnik kalibracyjny). Taka procedura jest powtarzalna kilka razy dla każdego detektora. Kalibracja jest źródłem błędów systematycznych.

Celem kalibracji detektorów termoluminescencyjnych jest przypisanie im indywidualnych współczynników kalibracji oraz potwierdzenie powtarzalności odczytu detektorów przy kolejnych napromienieniach. W niniejszej pracy detektory były napromieniane pięciokrotnie dawką 2 Gy

promieniowania gamma z kobaltu Co-60 o energii 1,25 MeV. Detektory były kalibrowane pojedynczo, w izocentrum strzału o średnicy 16mm w fantomie sferycznym Spherical Phantom.

Detektory przed każdym użyciem były odczytywane i przechowywane w warunkach zapewniających brak ekspozycji na promieniowanie jonizujące oraz stałą temperaturę. Sygnał termoluminescencji dla poszczególnych detektorów był zbierany i odczytywany przez czytnik TL, model RA'04, wykonany w Pracowni Elektronicznej Aparatury Laboratoryjnej „MICROLAB” s.c.

Odstęp czasu pomiędzy napromienianiem detektorów i ich odczytem był stały i wynosił 2 godziny. Na czułość i kształt krzywej termoluminescencji ma wpływ wiele parametrów, takich jak powtarzalność czasu i temperatury ogrzewania, tempo chłodzenia oraz ściśle przestrzeganie ustalonych procedur.

Pomiar dawki skumulowanej przeprowadzono dla krzywej wygrzewania z minimalną temperaturą 50 °C, i z maksymalną temperaturą 350 °C. Tempo nagrzewania wynosiło 5 °C/s, czas pomiaru wynosił 60 sekund.

Po wykonaniu pomiaru detektor był odczytywany jeszcze dwukrotnie w celu sprawdzenia czy nie pojawią się pozostałości po napromienieniu. Zaniechano natomiast procedury wygrzewania detektorów w piecu. Jak podaje M. Budzanowski w Raporcie 1875D IFJ im. H. Niewodniczańskiego w Krakowie [42] przy stosowaniu indywidualnego współczynnika kalibracji przy wygrzewaniu detektorów w piecu oraz w czytniku nie ma istotnych różnic w rozrzucie pomiarowym.

Wszystkie detektory zostały napromienione taką samą dawką, w takich samych warunkach geometrycznych. Pomimo to pole pod krzywą wyświecania (tzw. odczyt) dla każdego z detektorów było inne. Spowodowane to jest przez różnice w czułości detektorów. Czułość detektorów można opisać jako emitowany sygnał termoluminescencji na jednostkę zaabsorbowanej dawki. Kalibracja powoduje, że różnice w czułości mogą być zmniejszone z poziomu 10-15% do poziomu 1-2%. [76] Indywidualny Współczynnik Czułości $IWC_{i,k}$ pojedynczego detektora można wyrazić wzorem:

$$IWC_{i,k} = \frac{C_{i,k}}{\bar{C}_k}$$

gdzie,

I – numer detektora, $i = \langle 1;20 \rangle$,

K – numer cyklu pomiarowego, $k = \langle 1;5 \rangle$,

\bar{C}_k - średnia z wartości sygnału TL dla k-tej serii pomiarowej,

$C_{i,k}$ – sygnał TL dla i-tego detektora w k- tym cyklu pomiarowym.

W ten sposób każdemu z detektorów przypisano indywidualny współczynnik kalibracyjny pozwalający na wyznaczenie zaabsorbowanej dawki promieniowania. Przy każdej kolejnej ekspozycji nieznaną dawką (D_i) dzielimy uzyskany wynik dla danego detektora przez jego Indywidualny Współczynnik Czulości i Współczynnik Kalibracyjny (WK_i) (wyrażony, jako średnia wartość odczytu sygnału TL w serii kalibracyjnej) otrzymując wartość pochłoniętej dawki. [46]. Można to przedstawić za pomocą równania:

$$D_i = \frac{C_i}{\overline{IWC}_i WK_i}$$

Przykładowe wartości pomiarów kalibracyjnych dla partii detektorów prezentuje tabela (Tabela 14.1).

Numer detektora	Pomiar 1	Pomiar 2	Pomiar 3	IWC_1	IWC_2	IWC_3	\overline{IWC}_i	$(\overline{IWC}_i WK_i)^{-1}$
11	1111320,00	1285487,75	1051521,00	0,83	0,93	0,75	0,84	1,74E-06
17	1706323,63	1712065,38	1588308,00	1,28	1,24	1,14	1,22	1,20E-06
18	1720493,25	1698644,25	1669671,63	1,29	1,23	1,20	1,24	1,18E-06
32	1585114,00	1424970,63	1493807,63	1,19	1,03	1,07	1,10	1,33E-06
35	1188432,00	1102810,00	1178923,25	0,89	0,80	0,84	0,85	1,73E-06
39	1463148,00	1420363,00	1436802,38	1,10	1,03	1,03	1,05	1,39E-06
41	1310921,38	1274938,25	1300251,00	0,98	0,93	0,93	0,95	1,54E-06
47	1050181,38	1000584,31	1051431,75	0,79	0,73	0,75	0,76	1,93E-06
48	1717997,00	1656397,38	1667635,60	1,29	1,20	1,19	1,23	1,19E-06
49	1355575,00	1287477,00	1394461,00	1,02	0,93	1,00	0,98	1,49E-06
53	839929,69	1019230,00	1220469,00	0,63	0,74	0,87	0,75	1,95E-06
54	1403847,38	1446120,63	1366319,00	1,05	1,05	0,98	1,03	1,42E-06
56	1546371,38	1611980,25	1527498,75	1,16	1,17	1,09	1,14	1,28E-06
63	1652913,00	1721722,38	1701116,25	1,24	1,25	1,22	1,24	1,18E-06
66	1537610,00	1574632,38	1505077,00	1,15	1,14	1,08	1,12	1,30E-06
73	807369,31	1010477,06	1115557,63	0,61	0,73	0,80	0,71	2,05E-06
76	1077331,38	1391114,00	1615380,63	0,81	1,01	1,16	0,99	1,47E-06
88	1470077,00	1531244,25	1499985,75	1,10	1,11	1,07	1,10	1,33E-06
96	1446427,00	1523227,63	1532562,25	1,08	1,11	1,10	1,10	1,33E-06
100	675410,69	859479,63	1008575,94	0,51	0,62	0,72	0,62	2,37E-06

Tabela 14.1. Zestawienie Indywidualnych Współczynników Kalibracji dla partii detektorów poddanych kalibracji.

W celu usystematyzowania pomiarów i analiz detektory zostały podzielone na cztery grupy po pięć detektorów. Kryterium kwalifikacji był Indywidualny Współczynnik Kalibracji.

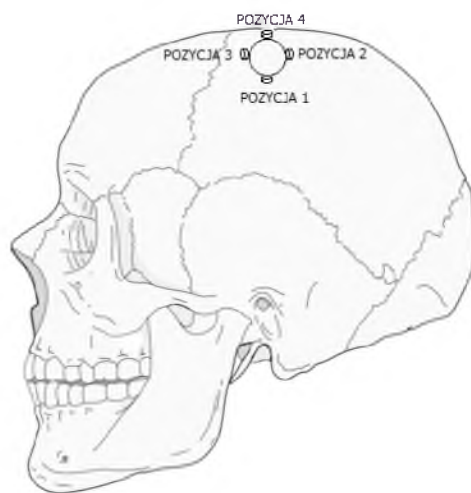
14.2 DETEKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE - POMIARY

Praca z detektorami termoluminescencyjnymi, po wykalibrowaniu ich, została podzielona na trzy etapy:

1. Sprawdzenie powtarzalności odpowiedzi detektorów TL na dawkę w ustalonym położeniu.
2. Sprawdzenie dokładności wyznaczenie gradientu dawki przez detektory TL.
3. Pomiar dawki dla planu leczenia w wybranej płaszczyźnie .

14.2.1 Sprawdzenie powtarzalności odpowiedzi na dawkę detektorów TL w ustalonym położeniu

W celu sprawdzenia powtarzalności odpowiedzi detektorów na zadaną dawkę w warunkach pomiarowych zastosowano fantom wykonany z plastikowej czaszki, roztworu z agaru i piłeczki kauczukowej. Wokół piłeczki wydrążono cztery wnęki odpowiadające czterem pozycjom wokół piłeczki kauczukowej, w których były umieszczane detektory: w osi OZ nad (pozycja 4) i pod (pozycja 1) piłeczką, oraz w osi OY nad (pozycja 3) i pod (pozycja 2) piłeczką. Opisaną sytuację przedstawia rysunek (Rysunek 14.2)



Rysunek 14.2 Schemat fantomu wykonanego do pierwszego etapu pomiarów.

Za pomocą przygotowanego fantomu wykonano badanie tomografii komputerowej wykorzystując protokół badania (parametry dobierane automatycznie dla założenia Large Body, napięcie na lampie ok. 120 kV, ok 250 mAs, grubość warstwy (definiowana jako odległość

pomiędzy kolejnymi obrazami) 1,25 mm z dodatkową rekonstrukcją kostną o grubości warstwy 0,625 mm, skan spiralny, 1 s/pełen obrót lampy) taki jak przy badaniu wykonywanym do procedury leczniczej – Protokół Głowa Gamma Knife. Dla otrzymanych obrazów przygotowano plan leczenia z wykorzystaniem systemu planowania leczenia Gamma Plan 10.1 zakładający następujące warunki:

- Objętość piłeczki kauczukowej jest objętością tarczową TV;
- Plan leczenia zakłada napromienienia objętości tarczowej dawką 2 Gy w izodozie 50%;
- Izodozy wewnątrz guza (piłeczki) miały układać się koncentrycznie;
- Mogła występować tylko jedna izodoza 90% o jak najmniejszej objętości – tak zwany hot spot;
- Dawka maksymalna nie mogła przekraczać 100% dawki planowanej – mogła wynosić max. 4 Gy;
- Plan leczenia został przygotowany za pomocą strzałów używając tylko kolimatorów 4mm;
- Pokrycie (CI) miało się mieścić w granicach 0,95-1,0;
- Selektowność miała się mieścić w granicach 0,95-1,0;
- Gradient (GI) miał się mieścić w granicach 2,5-3,0;
- Indeks Paddicka (PCI) ma być najbliższy wartości CI
- Czas napromienienia miał być jak najkrótszy przy wcześniej założonych parametrach;

W systemie planowania leczenia obrysowano objętość guza wraz z czterema pozycjami detektorów TL. Dla objętości odpowiadającym pozycjom detektorów TL odczytano dawkę z systemu planowania leczenia. Do każdej pozycji było przypisanych pięć różnych detektorów o podobnych współczynnikach czułości.

Rysunek (Rysunek 14.3) przedstawia przykładowy plan spełniający powyższe warunki z obrysowanymi objętościami, natomiast w Tabeli (Tabela 14.1) zestawiono otrzymane parametry planu.



Rysunek 14.3 Widok z systemu planowania leczenia na skan tomograficzny Fantomu 1 z zaznaczonymi objętościami TV, CI oraz obrysowanymi detektorami w pozycjach 2 i 3.

14.2.2 Sprawdzenie dokładności wyznaczenia gradientu dawki

W celu sprawdzenia dokładności wyznaczenia gradientu dawki zmodyfikowano fantom wykorzystywany do weryfikacji powtarzalności detektorów TL w warunkach pomiarowych. W żelu agarowym wydrążono miejsce dla stosu pięciu detektorów w pozycji 3 – przy każdym pomiarze była napromieniana jedna grupa pastylek TL. Każdy detektor z grupy miał wyznaczone miejsce w stosie (w odległościach od powierzchni guza: 0,5 mm, 1,5 mm, 2,5 mm, 3,5 mm i 4,5 mm, odpowiednio pozycja 1 – pozycja 5). Plan leczenia, po wykonaniu badania tomograficznego, został wykonany według zasad tak samo restrykcyjnych jak w pierwszym etapie pomiarów. Zestawienie otrzymanych parametrów planów dla obu fantomów przedstawia Tabela (Tabela 14.1).

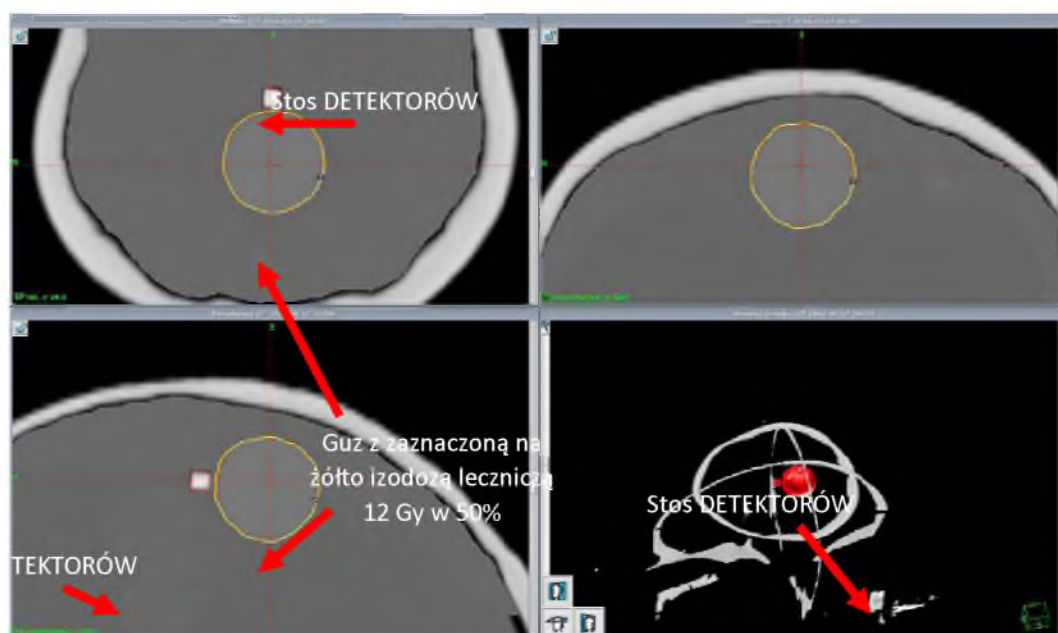
	Fantom 1	Fantom 2, TMR 10	Fantom 2, Convolution
Pokrycie (CI)	0,97	0,98	0,98
Selektywność	0,96	0,95	0,97
Indeks Paddicka (PCI)	0,96	0,96	0,97
Gradient (GI)	2,53	2,65	2,67
Czas napromienienia [min]	25,03	24,87	25,6

Tabela 14.1 Zestawienie parametrów planów dla fantomów FANTOM 1 i FANTOM 2.

Dodatkowo porównano różnice wynikające z zastosowania dwóch dostępnych w systemie planowania leczenia algorytmów dawki TMR 10 i Convolution. Rysunek (Rysunek 14.4) przedstawia schemat fantomu 2, a Rysunek (Rysunek 14.5) obraz z jego badania tomograficznego.



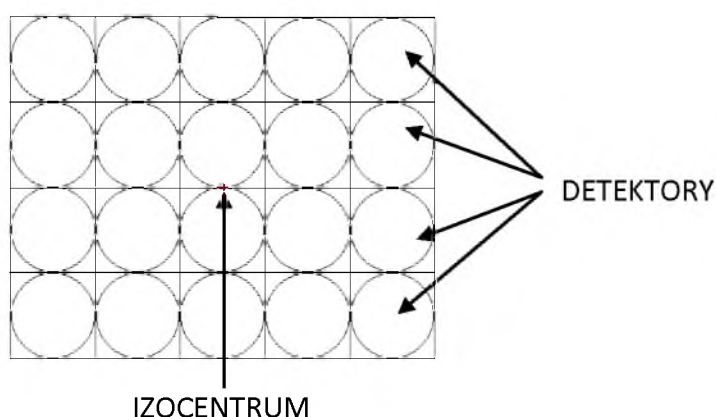
Rysunek 14.4. Schemat fantomu wykonanego do drugiego etapu pomiarów;



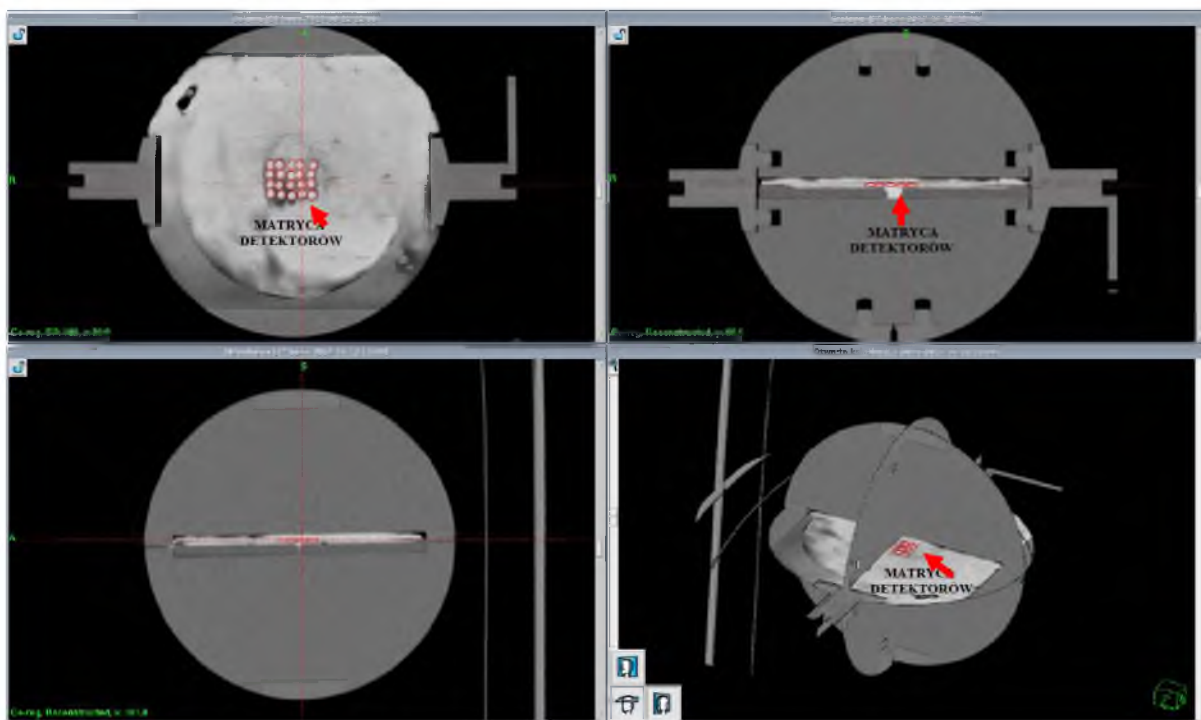
Rysunek 14.5 Obraz tomograficzny przygotowanego fantomu;

14.2.3 Pomiar dawki planu leczenia w wybranej płaszczyźnie

Do trzeciego etapu badań opracowano fantom wykorzystano fantom dozymetryczny spherical phantom, w którym wymienną płytkę wykonano z żelu agarowego. Detektory TL zostały umieszczone w płaszczyźnie w pięciu kolumnach i czterech wierszach, tak żeby detektory z trzeciej kolumny oraz drugiego i trzeciego wiersza były położone jak najbliżej izocentrum fantomu. Rysunek (Rysunek 14.6) przedstawia schemat rozłożenia detektorów z zaznaczonym izocentrum fantomu, natomiast rysunek (Rysunek 14.7) przedstawia skan tomograficzny fantomu z umieszczoną matrycą detektorów.



Rysunek 14.6. Schemat rozłożenia detektorów z zaznaczeniem izocentrum.



Rysunek 14.7. Obraz tomograficzny fantomu z umieszczoną matrycą detektorów termoluminescencyjną..

Tak rozmieszczone detektory zostały włożone do fantomu „kulki”. Następnie napromieniono dwukrotnie: w płaszczyźnie XY i położeniu $z=100$ a następnie w płaszczyźnie ZX i położeniu $y=100$.

Na tym etapie pomiarów wykorzystano pięć planów leczenia przygotowanych do zastosowania klinicznego (Pacjent 1 - Pacjent 5). Plany zostały zmodyfikowane: środek geometryczny został przesunięty do izocentrum aparatu a dawka planowana obniżona do 2 Gy w izodozie 50%. Powyższy pomiar miał na celu wyznaczenie rozkładu dawki w płaszczyźnie. Najważniejsze parametry planów leczenia przedstawiają się następująco (Tabela 14.2).

	Rozpoznanie	Pokrycie (CI)	Selektywność	Indeks Paddicka (PCI)	Gradient (GI)	czas t [min]	TV [mm ³]	PIV [mm ³]	TVPIV [mm ³]
Pacjent 1	oponiak	0,97	0,95	0,96	3,06	11,5	678,4	675,0	664,6
Pacjent 2	oponiak	0,99	0,96	0,97	2,65	4,4	532,5	538,8	527,4
Pacjent 3	oponiak	0,99	0,95	0,99	2,97	20,5	987,0	978,0	979,1
Pacjent 4	nerwiak	0,97	0,96	0,96	2,85	11,5	1060,0	1040,0	1030,0

Pacjent 5	nerwiak	0,99	0,92	0,98	2,99	5,4	87,5	86,9	86,5
-----------	---------	------	------	------	------	-----	------	------	------

Tabela 14.2. Zestawienie głównych parametrów przygotowanych planów leczenia.

14.2.4 Pomiar dawki pochłoniętej podczas badania tomograficznego

W tym celu wykonano badanie tomograficzne zgodnie z protokołem Głowa Gamma Knife fantomu sferycznego z matrycą detektorów –opisanego w poprzednim kroku badań (Rysunek 14.6, 14.7). Fantom ułożono tak, aby matryca detektorów była prostopadła do osi ruchu stołu aparatu tomograficznego. Detektory TL zostały ułożone w płaszczyźnie axialnej. Wyniki pomiarów termoluminescencyjnych zostały porównane z danymi odczytanymi z systemu aparatu tomograficznego zgodnie z zaleceniami z protokołu ICRP87.

15 FILMY DOZYMETRYCZNE

15.1 KALIBRACJA FILMÓW DOZYMETRYCZNYCH GAFCHROMIC EBT2

Przed przystąpieniem do pracy z filmami dozymetrycznymi należy wyznaczyć równanie kalibracyjne, pozwalające na konwersję zmierzonej gęstości optycznej filmów na wartość zaabsorbowanej dawki [8, 30]. Metoda wyznaczenia krzywej kalibracyjnej polega na napromienieniu kilku filmów wiązką promieniowania przy użyciu największego kolimatora (16 mm). Każdy pomiar (napromieniony film) różnił się czasem. Do napromienienia filmów wykorzystano fantom dozymetryczny Spherical Phantom. Klisza została umieszczona w izocentrum. Po napromienieniu filmy pozostawiono przez 24 godziny, w ciemnym suchym pomieszczeniu. Po takim czasie zostały zeskanowane z zapamiętaniem orientacji. Następnie odczytywano gęstość optyczną w kanale czerwonym g_{cz} i niebieskim g_n . Kolejnym krokiem było wyliczenie logarytmu dziesiętnego z odczytu gęstości optycznej pomniejszonej 65535 razy:

$$D_{cz} = \log_{10} \left(\frac{g_{cz}}{65535} \right), \quad D_n = \log_{10} \left(\frac{g_n}{65535} \right)$$

i obliczenie ilorazu gęstości optycznej czerwonej do niebieskiej:

$$cz/n = \frac{g_{cz}}{g_n}$$

Następnie należy wyliczyć logarytm dziesiętny z cz/n pomniejszony 65535 razy:

$$D_{cz/n} = \log_{10} \left(\frac{g_{cz/n}}{65535} \right)$$

I obliczyć dawkę z kanału czerwonego skorygowanego D_{cz_skor} jako iloraz D_{cz} i $D_{cz/n}$:

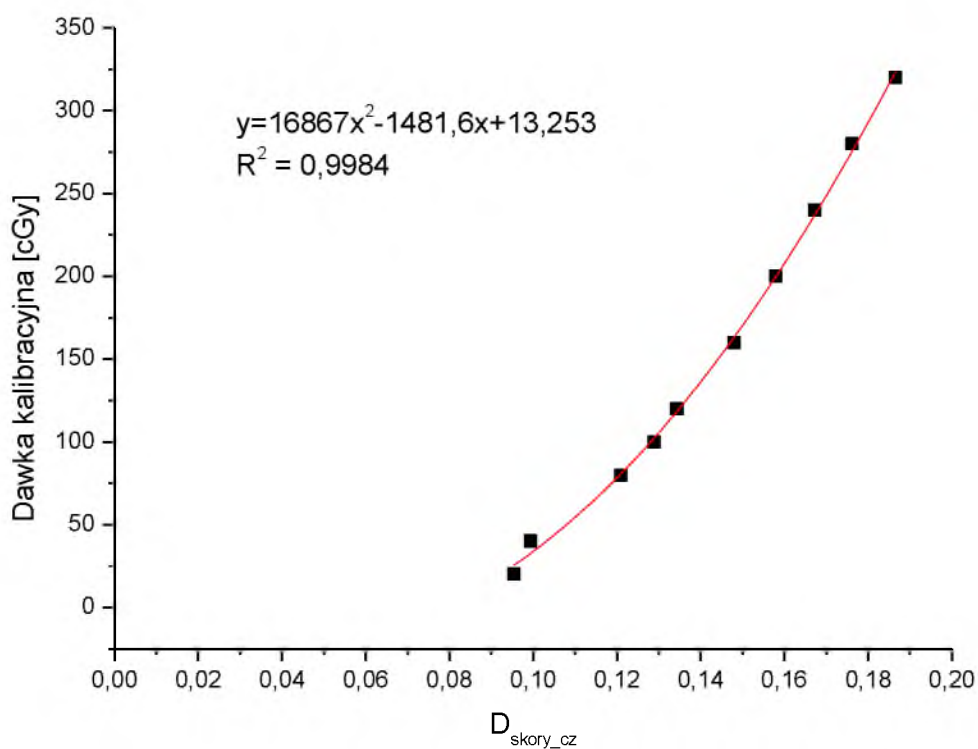
$$D_{cz_skor} = \frac{D_{cz}}{D_{cz/n}}$$

W kolejnym korku należy wykreślić wykres dawki kalibracyjnej od D_{cz_skor} , i wyznaczyć linię trendu.

Dla filmów wykorzystywanych w pracy odczyty gęstości optycznych oraz otrzymaną dawkę kalibracyjną przedstawiono w tabeli (Tabela 15.1), natomiast równanie kalibracyjne na wykresie (Rysunek 15.1).

Dawka [cGy]	Gęstość optyczna		D_{cze_skor}
	kanal czerwony	kanal niebieski	
20	25025,644	9136,595	0,09548
40	24001,646	9019,347	0,09934
80	18898,398	8427,085	0,12093
100	17194,200	8445,102	0,12891
120	16189,152	8230,729	0,13427
160	13880,544	7582,250	0,14802
200	12382,777	7254,472	0,15786
240	11092,763	6900,325	0,16733
280	10017,358	6523,064	0,17617
320	8847,250	6204,533	0,18653

Tabela 15.1. Kalibracja filmów dozymetrycznych.



Rysunek 15.1. Krzywa kalibracji dla filmów dozymetrycznych. Na wykres naniesiono równanie kalibracyjne oraz współczynnik R^2 .

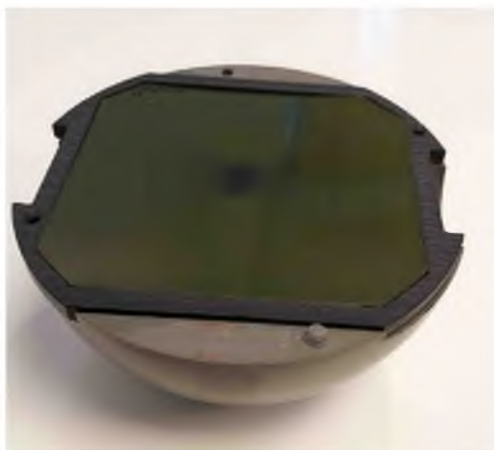
15.2 FILMY DOZYMTRYCZNE - POMIARY

W przypadku filmów dozymetrycznych pomiary wykonano w dwóch etapach:

1. pomiar w dwóch płaszczyznach (płaszczyzna XY i $z=100$ oraz płaszczyźnie ZX i $y=100$),
2. wielowarstwowy pomiar w płaszczyźnie XY i zmiennym położeniu na osi OZ.

15.2.1 Pomiar dawki w płaszczyźnie XY

Do tego pomiaru wykorzystano fantom sferyczny „kulka” z dedykowaną wymienną płytką na jeden film dozymetryczny (Rysunek 15.2). Zastosowano plany leczenia wykorzystane w przypadkach klinicznych, te same, które użyto do pomiaru dawek w płaszczyźnie (Rozdział 14.2.3 niniejszej pracy, Tabela 14.2) za pomocą detektorów termoluminescencyjnych. Dzięki temu otrzymane wyniki można porównać z danymi z systemu planowania leczenia.



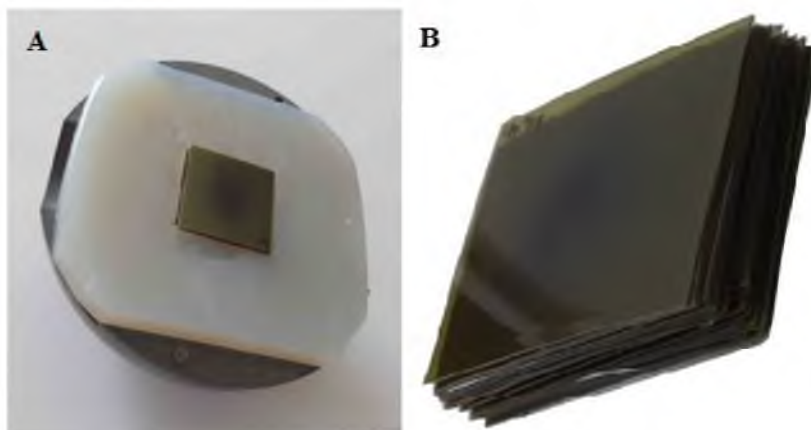
Rysunek 15.2 Zastosowany fantom z umieszczonym filmem dozymetrycznym.

Filmy były odczytywane po 24 godzinach od napromienienia za pomocą skanera Epson Perfection v700 Photo. Do analizy filmów dozymetrycznych wykorzystano oprogramowanie Film QATM Pro 2016 firmy Ashland. Pozwala ono na analizę napromienionych filmów dozymetrycznych w szerokim zakresie ich stosowania. Pozwala wyznaczyć krzywą kalibracji, określić izodozy, profile, tworzyć mapy dawek, a nawet pozwala porównać dawki odczytane z filmów z danymi otrzymanymi z systemu planowania leczenia oraz wyznaczać współczynniki Gamma γ dla badanego planu.

15.2.2 Wielowarstwowy pomiar w płaszczyźnie XY

Celem pomiarów jest próba odtworzenia kształtu izodoz w przestrzeni trójwymiarowej. Pomiary wykonano z wykorzystaniem fantomu sferycznego z przygotowaną wymienną płytką

z żelu agarowego. W centrum agarowej płytki został wycięty otwór o wymiarach 3,5 cm x 3,5 cm. Szczelina ta została wypełniona filmami dozymetrycznymi ułożonymi jeden na drugim. W ten sposób uzyskano rozkład dawki wzdłuż osi OZ. Rysunek 15.3 przedstawia wykonany fantom ze stosami z filmów dozymetrycznych. Klisze zostały napromienione stosownie do planów odpowiadających pięciu przypadkom klinicznym, – tym samym, co poprzednio. Główne parametry planów podano w Tabeli (Tabela 14.3).



Rysunek 15.3. A - Fantom sferyczny z przygotowaną płytką agarową i umieszczonym stosom filmów klisz, B - Stos przygotowanych do napromienienia filmów.

16 WERYFIKACJA ZA POMOCĄ KALKULATORA DAWKI - MU CHECK

Każdy z pięciu przygotowanych planów odpowiadających przypadkom klinicznym został również przeliczony przez program MuCheck (wersja 9.2.0 – kalkulator dawki). Aby wykonać te przeliczenia należy wyznaczyć punkty referencyjne w systemie planowania leczenia, dla których będą wykonane pomiary: po dwa dla izodozy 95%, 90%, 80% 70%, 50%, 25%. Dla każdego punktu otrzymano 4 wartości: wartość procentową dawki oraz współrzędne położenia punktu w trzech wymiarach (XYZ). Wartości procentowe zostały przeliczone na wartości dawki absolutnej. Tak przygotowane dane wprowadzono do programu Mu Check.

Przed pierwszym użyciem programu należy uzupełnić dane dotyczące posiadanego aparatu Gamma Knife, między innymi: model aparatu, dawka kalibracyjna z datą podania dawki, współczynniki dla kolimatorów na wszystkich pięciu ringach (Rysunek 16.1).

Gamma Knife Unit

Descriptive Name of Gamma Knife Facility/Center:

(Example: Get Well Gamma Knife Center)

Calibration Information:

Calibration Dose: Gy/min

Calibration Date:

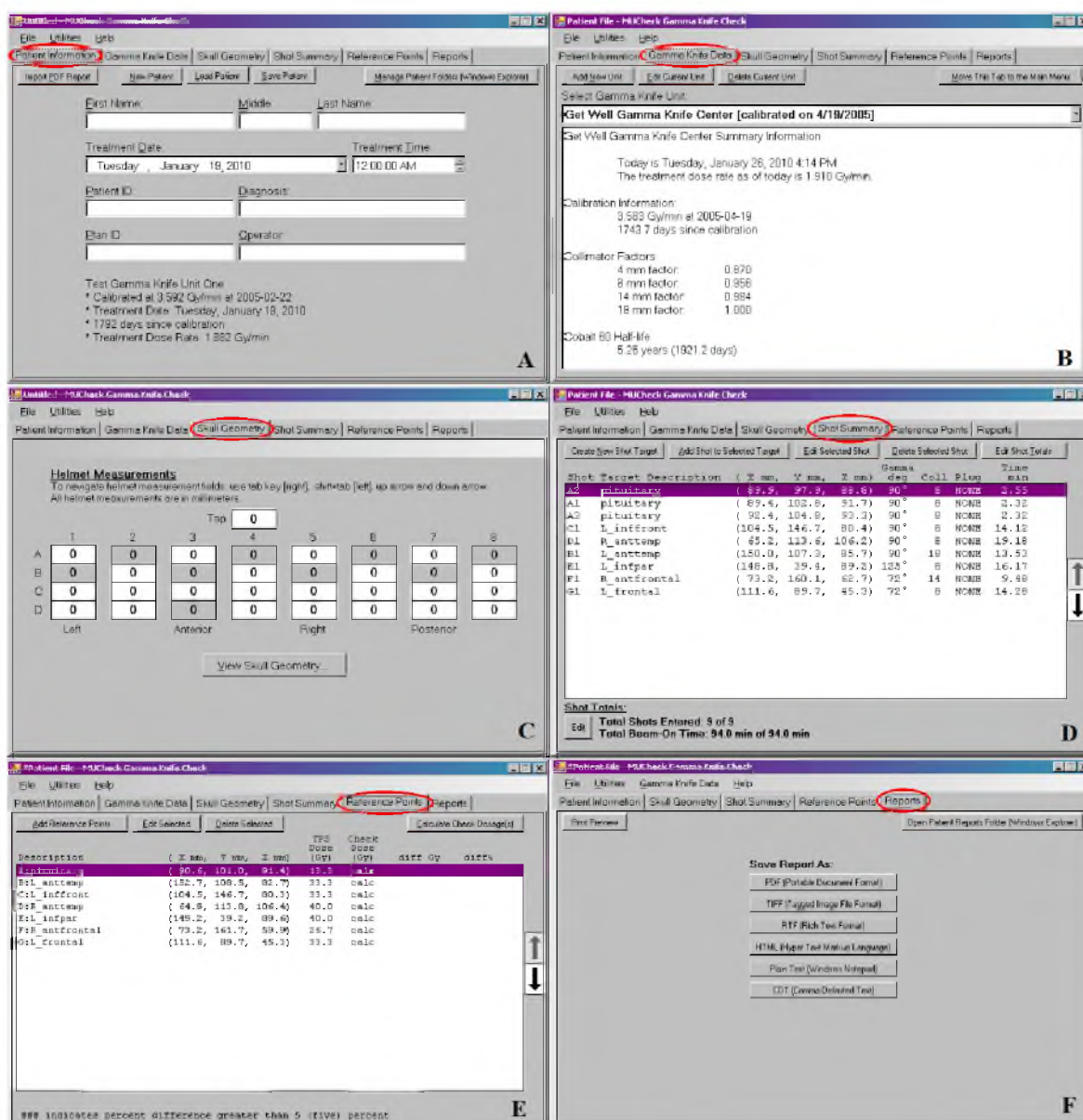
Gamma Knife Perfection

Collimator Factors:

	4 mm	8 mm	16 mm
Ring 1	0.799	0.957	0.961
Ring 2	0.815	0.946	1.000
Ring 3	0.792	0.901	0.986
Ring 4	0.725	0.808	0.920
Ring 5	0.663	0.730	0.851

Rysunek 16.1. Okno z danymi konfiguracyjnymi programu MuCheck [45].

Pracę nad weryfikacją dawki należy zacząć od zaimportowania gotowego planu leczenia ze stacji planowania do programu. Wprowadzane są wtedy automatycznie informacje dotyczące geometrii czaszki (w przypadku niniejszej pracy geometrii przygotowanych fantomów), położenia i wagi strzałów, zastosowanych kolimatorów, kąta gamma. W oknie dialogowym jest sześć zakładek (Rysunek 16.2).



Rysunek 16.2. Okno dialogowe kalkulatora dawki z prezentacją wszystkich sześciu zakładek: A - informacje dotyczące identyfikacji pacjenta i przygotowanego planu, B - dane dotyczące aparatu Gamma Knife, na którym będzie wykonana sesja terapeutyczna, C - dane dotyczące geometrii czaszki (które można wpisać ręcznie z pomiarów, albo są importowane z systemu planowania leczenia), D - informacje na temat zaplanowanych strzałów, E – punkty referencyjne, F – raport z wykonanych obliczeń [45].

Po zaimportowaniu danych i wpisaniu wartości punktów referencyjnych program dokonuje przeliczenia i pokazuje różnice pomiędzy dawką zadaną a dawką z kalkulatora. Akceptowalna jest różnica 3% [45].

17 WYNIKI

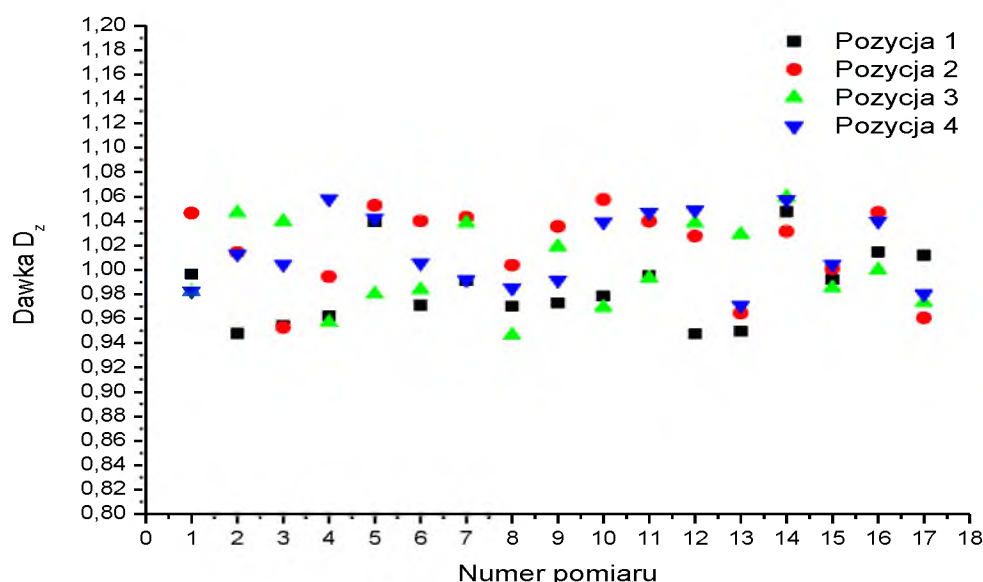
17.1 DETOKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE

17.1.1 Sprawdzanie powtarzalności odpowiedzi na dawkę detektorów TLD w ustalonym położeniu

Wykonano 17 pomiarów z wykorzystaniem fantomu 1. Za każdym razem w pozycjach 1-4 umieszczano jeden detektor termoluminescencyjny. Każda z pozycji w fantomie miała wcześniej wyselekcjonowaną grupę pięciu detektorów o najbardziej podobnych Indywidualnych Współczynnikach Kalibracji. Odczytano dawki z detektorów i dawki z systemu planowania leczenia. Następnie obliczono stosunek dawek (D_z): dawki zmierzonej (D_{POMIAR}) do dawki zaplanowanej (D_{PLAN}) (17.1).

$$D_z = \frac{D_{POMIAR}}{D_{PLAN}} \quad (17.1)$$

Rysunek 17.1) przedstawia zestawienie otrzymanych wyników dla wszystkich pomiarów. Dla Pozycji 1 otrzymano wartości D_z z zakresu 0,95 – 1,05, Pozycji 2: 0,95 – 1,06, Pozycji 3: 0,95-1,06, Pozycji 4: 0,97 – 1,06. Rozrzut odczytów detektorów jest niewielki i można przyjąć, że zawiera się w zakresie +6%, -5%.

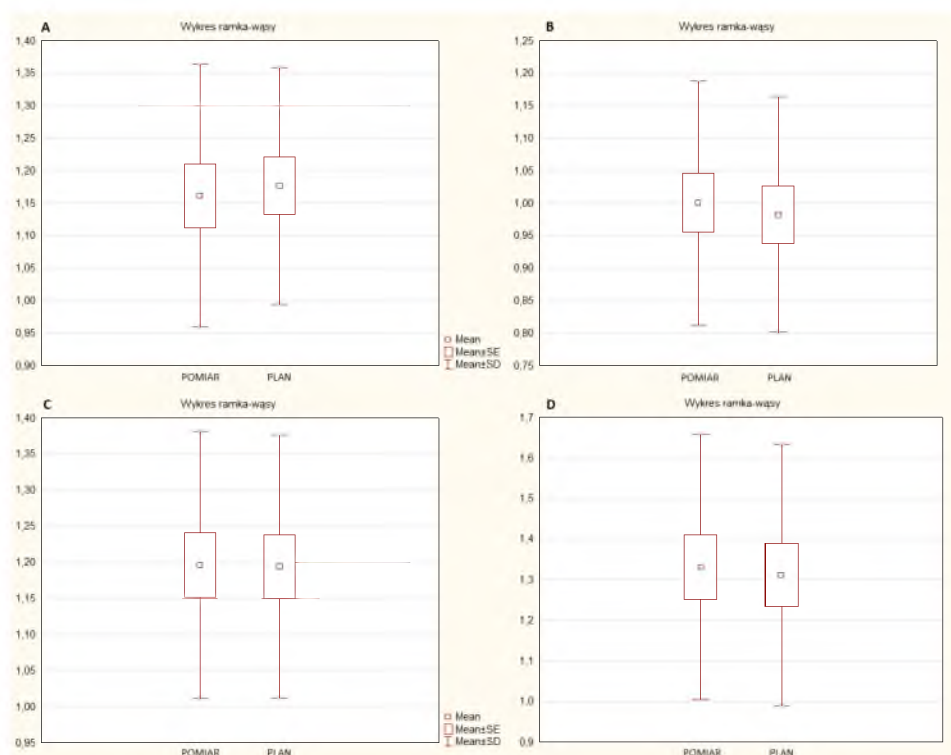


Rysunek 17.1. Zestawienie względnej wartości dawek D_z dla wszystkich pomiarów w czterech pozycjach detektorów.

Porównanie średnich wartości dawek pochłoniętych otrzymanych eksperymentalnie metodą TLD z dawkami otrzymanymi z systemu planowania leczenia prezentuje tabela (Tabela 17.1). Otrzymane wyniki przedstawiono graficznie, wykreślając dla każdego badanego położenia wykres ramka –wąsy (Rysunek 17.2).

	D_{POMIAR} [Gy]	σ_{POMIAR} [Gy]	D_{PLAN} [Gy]	σ_{PLAN} [Gy]	$D_{\text{POMIAR}}/D_{\text{PLAN}}$ [%]
Położenie 1	1,1615	0,2027	1,1765	0,1821	99%
Położenie 2	1,0004	0,1877	0,9824	0,1811	102%
Położenie 3	1,1964	0,1852	1,1941	0,1819	100%
Położenie 4	1,3312	0,2263	1,3118	0,2065	101%

Tabela 17.1. Porównanie dawek otrzymanych podczas pomiaru detektorami TL z dawkami odczytanymi z planu.



Rysunek 17.2. Graficzna prezentacja wyników dla Fantomu 1 zawartych w Tabeli 17.1 – wykres ramka – wąsy: A – położenie 1, B – położenie 2, C – położenie 3, D – położenie 4.

Dodatkowo, w celu zbadania czy między otrzymanymi wynikami istnieją różnice istotne statystycznie, wykonano test Chi kwadrat (χ^2). Tabela (Tabela 17.2) prezentuje wyniki z przeprowadzonych testów. Liczba stopni swobody wynosiła 16, przyjęto poziom ufności 0,05.

	χ^2	df	p
Położenie 1	0,02164	16	1,00
Położenie 2	0,02290	16	1,00
Położenie 3	0,02353	16	1,00
Położenie 4	0,02298	16	1,00

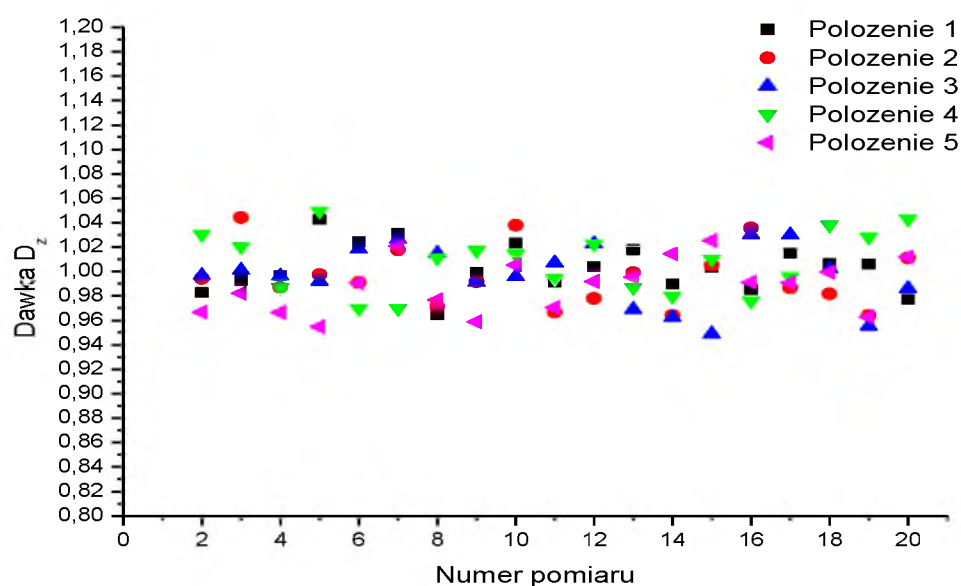
Tabela 17.2. Zestawienie danych otrzymanych w wyniku przeprowadzenia analizy statystycznej – test Chi kwadrat (χ^2).

17.1.2 Sprawdzenie dokładności wyznaczenia gradientu dawki przez detektory TL

Wykonano trzydzieści dwa pomiary z wykorzystaniem fantomu 2. Szesnaście pierwszych z wykorzystaniem planu leczenia obliczonego algorytmem TMR10, kolejnych szesnaście z kalkulacją algorytmem Convolution. Za każdym razem w wyznaczonym miejscu (pozycja 3) umieszczano stos pięciu detektorów termoluminescencyjnych. Odczytywano dawki zmierzone detektorami TL i dawki z systemu planowania leczenia. Następnie obliczano stosunek dawek (D_z): dawki zmierzonej (D_{POMIAR}) do dawki zaplanowanej (D_{PLAN}) (17.1).

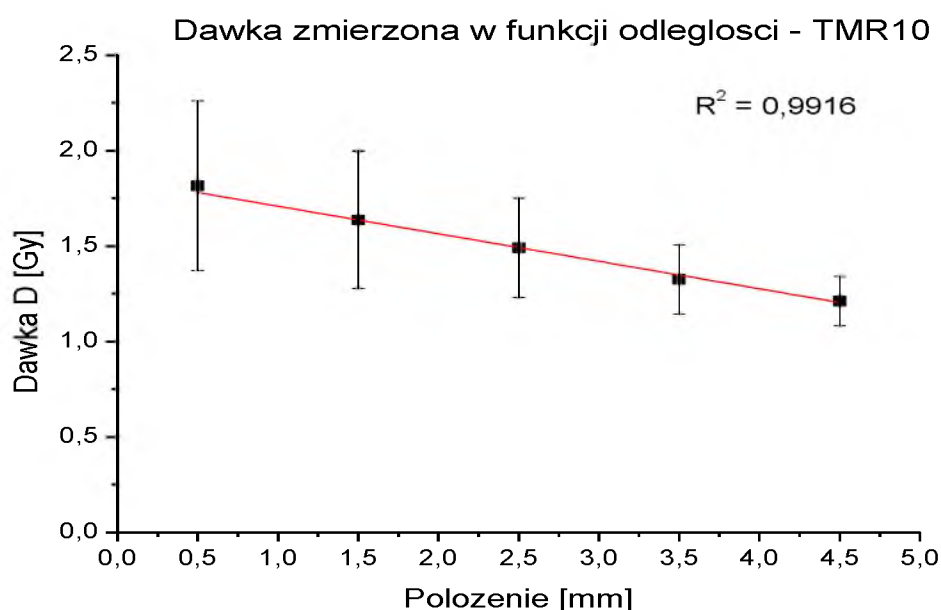
17.1.2.1 Algorytm TMR10

Rysunek 17.3 przedstawia zestawienie otrzymanych wyników dla pomiarów wykonanych z wykorzystaniem algorytmu dawki TMR10. Dla poszczególnych położeń detektorów otrzymano wartości D_z : położenie 1: 0,96 – 1,04, położenie 2: 0,97 – 1,03, położenie 3: 0,96 - 1,04, położenie 4: 0,96 – 1,03, położenie 5: 0,95 – 1,05. Rozrzut odczytów detektorów jest niewielki i można przyjąć, że zawiera się w zakresie $\pm 5\%$.

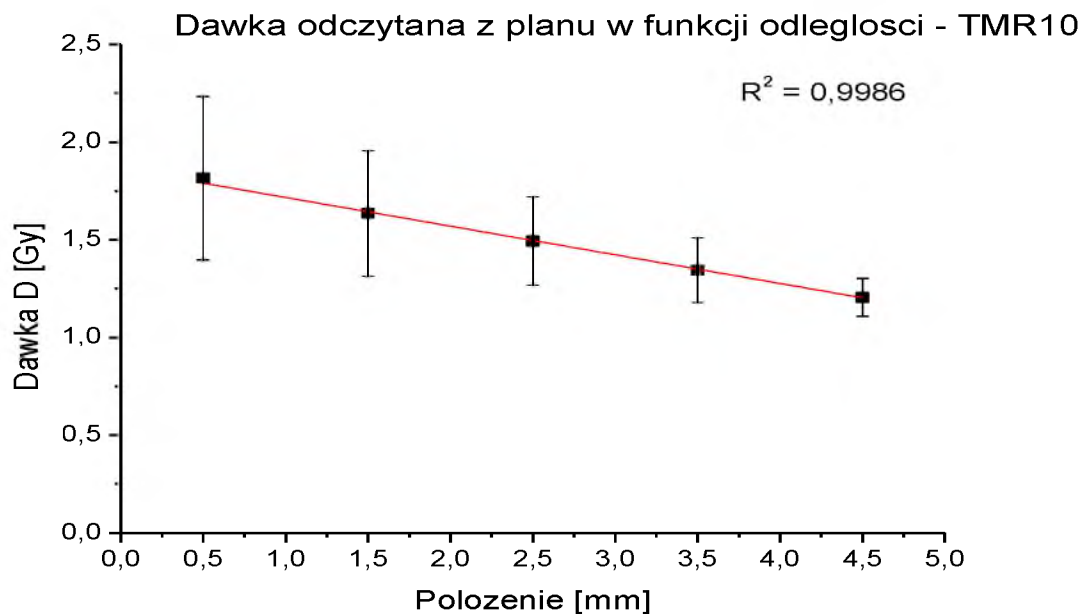


Rysunek 17.3. Zestawienie względnej wartości dawek D_z dla detektorów TL we wszystkich badanych położeniach detektorów – algorytm TMR10.

Wartości dawek pochłoniętych (D) wraz z wyliczonymi błędami w funkcji odległości od powierzchni guza. Do danych liczbowych dopasowano funkcję korzystając z metody najmniejszych kwadratów. Wyznaczono również współczynnik korelacji R^2 . Wyniki dla dawek zmierzonych i odczytanych z planu są zaprezentowane na wykresach: Rysunek 17.4 i Rysunek 17.5.



Rysunek 17.4. Dawka pochłonięta wyznaczona za pomocą detektorów TL w funkcji odległości od powierzchni guza.

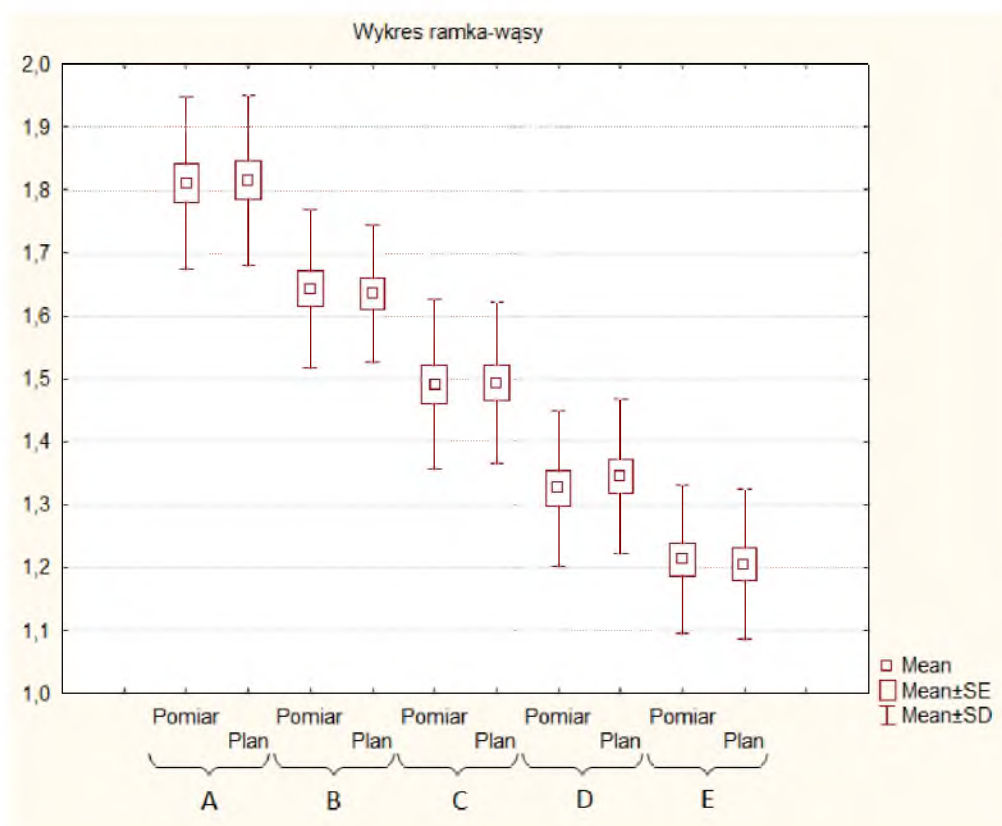


Rysunek 17.5. Dawka pochłonięta odczytana z systemu planowania leczenia w funkcji odległości od powierzchni guza.

Porównanie średnich wartości dawek pochłoniętych otrzymanych eksperymentalnie metodą termoluminescencyjną z dawkami odczytanymi z systemu planowania leczenia prezentuje tabela Tabela 17.3. Otrzymane wyniki przedstawiono graficznie, wykreślając dla każdego badanego położenia wykres ramka –wąsy (Rysunek 17.6).

Położenie [mm]	D_{pomiar} [Gy]	σ_{pomiar} [Gy]	D_{plan} [Gy]	σ_{plan} [Gy]	$D_{\text{pomiar}}/D_{\text{plan}}$ [%]
0,5	1,8161	0,4456	1,8154	0,4178	100%
1,5	1,6369	0,3607	1,6350	0,3198	100%
2,5	1,4912	0,2597	1,4927	0,2258	100%
3,5	1,3256	0,1821	1,3444	0,1648	99%
4,5	1,2128	0,1290	1,2050	0,0969	101%

Tabela 17.3. Porównanie dawek otrzymanych w pomiarze z dawkami odczytanymi z planu – algorytm TMR10.



Rysunek 17.6. Graficzna prezentacje wyników dla Fantomu 2 z Tabeli 17.3 – wykres ramka – wąsy: A – położenie 0,5 mm, B – 1,5 mm, C – 2,5 mm, D – 3,5 mm, E – 4,5 mm.

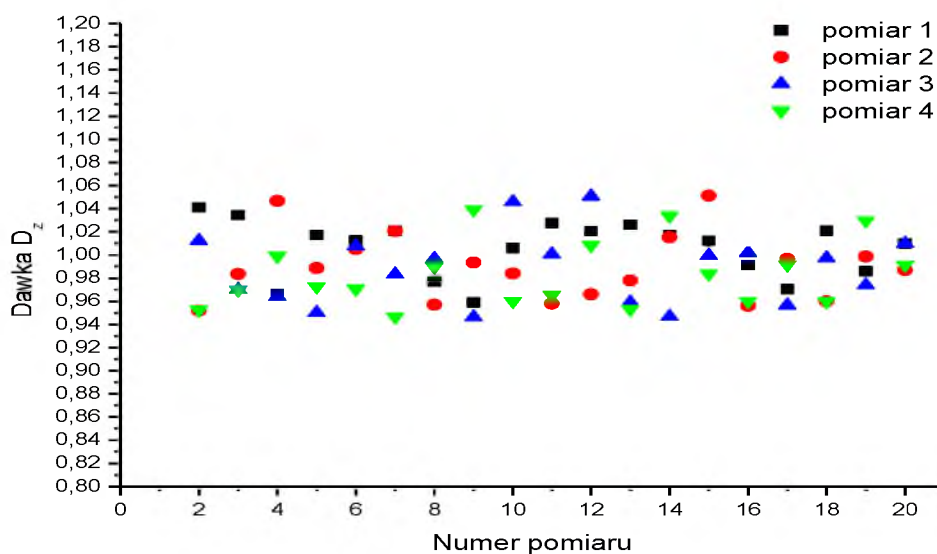
Następnie zbadano czy między otrzymanymi wynikami istnieją różnice istotne statystycznie wykonując test Chi kwadrat (χ^2). Tabela 17.4 prezentuje zestawienie wyników z przeprowadzonych testów. Liczba stopni swobody wynosiła 15, przyjęto poziom ufności 0,05.

	χ^2	df	p
Położenie 1	0,01866	15	1,00
Położenie 2	0,01388	15	1,00
Położenie 3	0,01338	15	1,00
Położenie 4	0,01677	15	1,00
Położenie 5	0,01695	15	1,00

Tabela 17.4. Zestawienie danych otrzymanych w wyniku przeprowadzenia analizy statystycznej – test Chi kwadrat (χ^2) dla algorytmu TMR10.

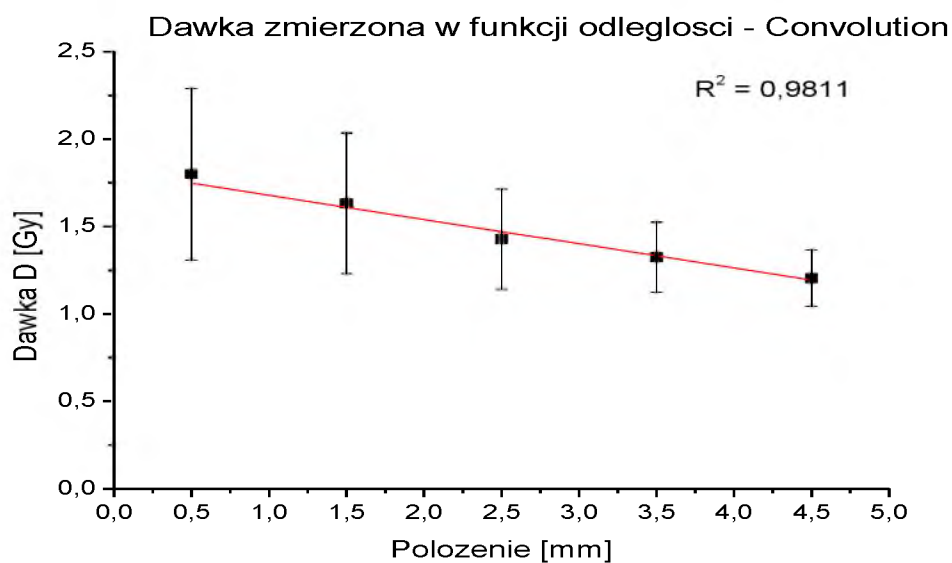
17.1.2.2 Algorytm Convolution

Rysunek 17.7 przedstawia zestawienie otrzymanych wyników dla pomiarów wykonanych z wykorzystaniem algorytmu dawki Convolution. Dla poszczególnych pozycji detektorów otrzymano wartości D_z : położenie 1: 0,96 – 1,03, położenie 2: 0,95 – 1,05, położenie 3: 0,95-1,03, położenie 4: 0,95 – 1,05, położenie 5: 0,95 – 1,05. Rozrzut odczytów detektorów jest niewielki i można przyjąć, że zawiera się w zakresie $\pm 5\%$.

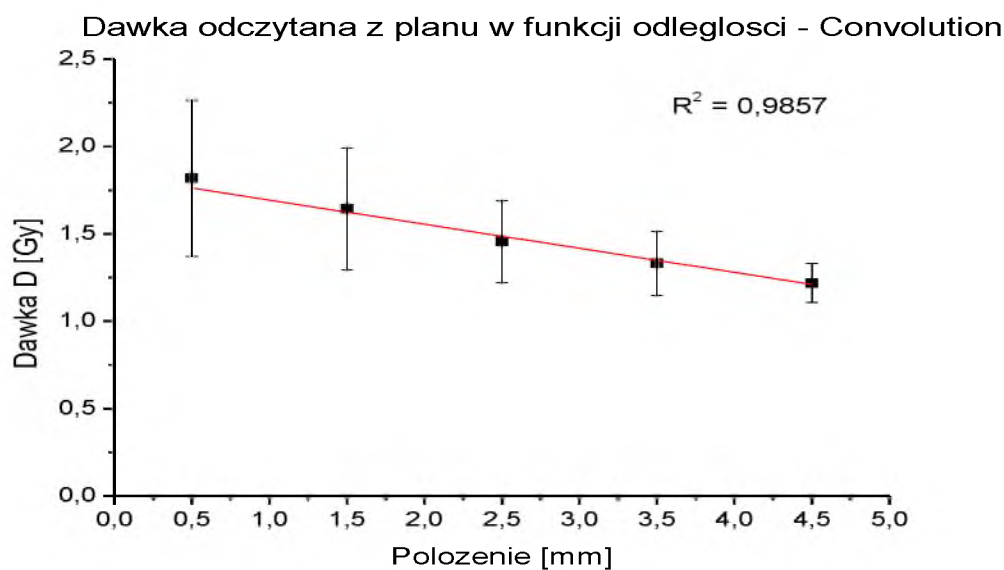


Rysunek 17.7. Zestawienie względnej wartości dawek D_z dla detektorów TL we wszystkich badanych położeniach detektorów – algorytm Convolution.

W kolejnym kroku wykreślono wykres zależności wartości dawek pochłoniętych (D) wraz z wyliczonymi błędami do odległości od powierzchni guza. Metodą najmniejszych kwadratów dopasowano funkcję, a następnie wyliczono współczynnik korelacji R^2 . Wyniki dla dawki zmierzonej i odczytanej z planu są zaprezentowane na wykresach: Rysunek 17.8 i Rysunek 17.9.



Rysunek 17.8. Dawka pochłonięta wyznaczona za pomocą z detektorów TL w funkcji odległości od powierzchni guza.

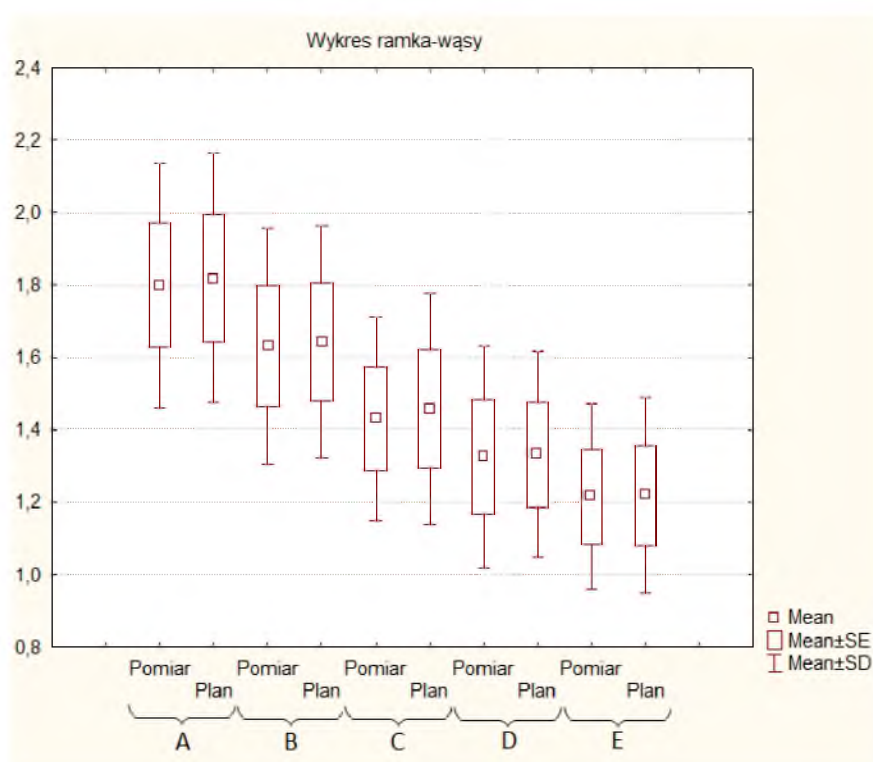


Rysunek 17.9. Dawka pochłonięta odczytana z systemu planowania leczenia w funkcji odległości od powierzchni guza.

Porównanie średnich wartości dawek pochłoniętych otrzymanych eksperymentalnie metodą termoluminescencyjną z dawkami odczytanymi z systemu planowania leczenia prezentuje Tabela 17.5. Otrzymane wyniki zaprezentowano graficznie, wykreślając dla każdego badanego położenia wykres ramka –wasy (Rysunek 17.10).

Położenie [mm]	D_{pomiar} [Gy]	σ_{pomiar} [Gy]	D_{plan} [Gy]	σ_{plan} [Gy]	$D_{\text{pomiar}}/D_{\text{plan}}$ [%]
0,5	1,7987	0,4904	1,8188	0,4479	99%
1,5	1,6318	0,4029	1,6438	0,3485	99%
2,5	1,4278	0,2864	1,4563	0,2347	98%
3,5	1,3248	0,2002	1,3313	0,1842	99%
4,5	1,2037	0,1613	1,2188	0,1115	99%

Tabela 17.5. Porównanie dawek otrzymanych w pomiarze z dawkami odczytanymi z planu – algorytm Convolution



Rysunek 17.6. Graficzna prezentacja wyników dla Fantomu 2 z dawkami zamieszczonymi w Tabeli 17.3 – wykres ramka – wąsy: A – położenie 0,5 mm, B – 1,5 mm, C – 2,5 mm, D – 3,5 mm, E – 4,5 mm.

Zbadano również czy między otrzymanymi wynikami istnieją różnice istotne statystycznie wykonując test Chi kwadrat (χ^2). Tabela 17.6 prezentuje zestawienie wyników przeprowadzonych testów. Liczba stopni swobody wynosiła 15, przyjęto poziom ufności 0,05.

	χ^2	df	p
Położenie 1	0,01783	15	1,00
Położenie 2	0,02845	15	1,00
Położenie 3	0,02684	15	1,00
Położenie 4	0,23018	15	1,00
Położenie 5	0,01395	15	1,00

Tabela 17.6. Zestawienie danych otrzymanych w wyniku przeprowadzenia analizy statystycznej – test Chi kwadrat (χ^2) dla algorytmu Convolution.

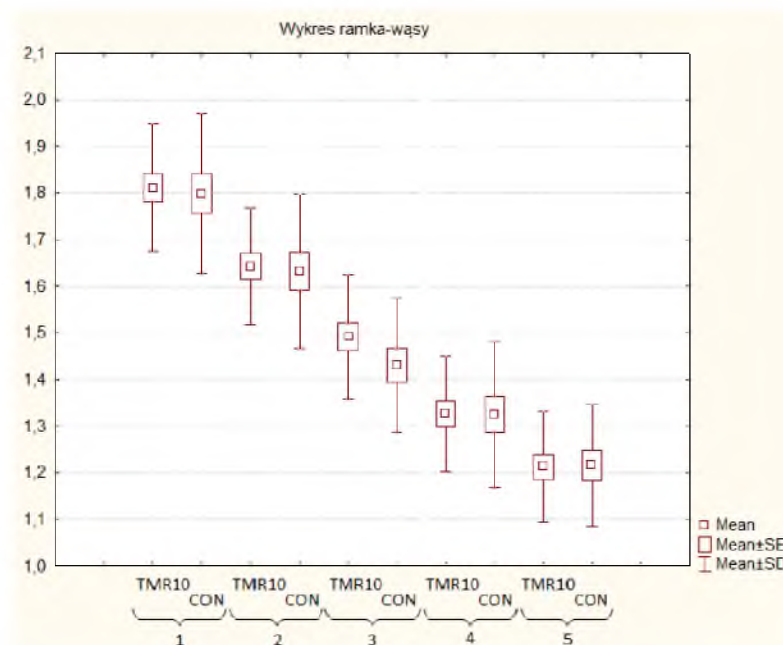
17.1.2.3 Porównanie algorytmów TMR10 i Convolution

Celem porównania było określenie różnic pomiędzy dawkami otrzymanymi dwoma różnymi algorytmami. Dokonano niezależnych porównań dla pomiarów wykonanych metodą termoluminescencji oraz dla wartości dawek odczytanych z systemu planowania leczenia. W tabeli poniżej (Tabela 17.8) zestawiono wartości średnich dawek, błędów oraz wyniki przeprowadzonej analizy statystycznej (test Chi kwadrat, poziom ufności 0,05, liczba stopni swobody 15).

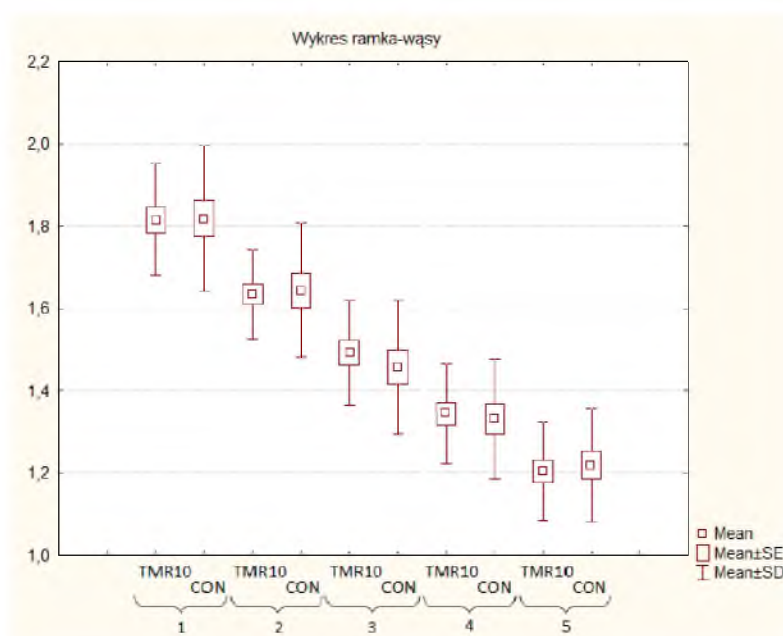
Położenie [mm]	DANE POMIAROWE						
	D _{TMR10} [Gy]	σ_{TMR10} [Gy]	D _{CON} [Gy]	σ_{CON} [Gy]	χ^2	df	p
0,5	1,8161	0,4456	1,7987	0,4904	0,3639	15	1,00
1,5	1,6369	0,3607	1,6318	0,4029	0,2677	15	1,00
2,5	1,4912	0,2597	1,4278	0,2864	0,4563	15	1,00
3,5	1,3256	0,1821	1,3248	0,2002	0,5530	15	1,00
4,5	1,2128	0,129	1,2037	0,1613	0,5124	15	1,00
Położenie [mm]	DANE Z PLANOWANIA						
	D _{TMR10} [Gy]	σ_{TMR10} [Gy]	D _{CON} [Gy]	σ_{CON} [Gy]	χ^2	df	p
0,5	1,8154	0,4178	1,8188	0,4479	0,3802	15	1,00
1,5	1,6350	0,3198	1,6438	0,3485	0,2937	15	1,00
2,5	1,4927	0,2258	1,4563	0,2347	0,4704	15	1,00
3,5	1,3444	0,1648	1,3313	0,1842	0,4718	15	1,00
4,5	1,2050	0,0969	1,2188	0,1115	0,3809	15	1,00

Tabela 17.8. Zestawienie wartości średnich dawek dla pomiarów i planów oraz wyniki przeprowadzonej analizy statystycznej; D_{TMR10} to dawka wyznaczona za pomocą algorytmu TMR10, D_{CON} – algorytmu Convolution.

Graficzne przedstawienie otrzymanych wyników - wartości średnich dawek dla dwóch rozważanych algorytmów dawek zaprezentowano na wykresach ramka-wąsy. Wykreślono dwa wykresy: dla porównania danych pochodzących z pomiarów detektorami TL (Rysunek 17.7) oraz dla danych z systemu planowania leczenia (Rysunek 17.8).



Rysunek 17.7. Graficzna prezentacja wyników dla danych pomiarowych z Tabeli 17.8 – wykres ramka – wąsy: 1 – położenie 0,5 mm, 2 – 1,5 mm, 3 – 2,5 mm, 4 – 3,5 mm, 5 – 4,5 mm.



Rysunek 17.8. Graficzna prezentacja wyników dla danych z systemu planowania leczenia z Tabeli 17.8 – wykres ramka – wąsy: 1 – położenie 0,5 mm, 2 – 1,5 mm, 3 – 2,5 mm 3, 4 – 3,5 mm, 5 – 4,5 mm.

Następnie wyznaczono stosunek dawki otrzymanej algorytmem TMR10 do dawki uzyskanej za pomocą algorytmu Convolution. Porównanie wykonano niezależnie dla danych zmierzonych metodą termoluminescencji i danych z planowania. Zestawienie wyników zamieszczono w Tabeli 17.9.

Położenie [mm]	$\left(\frac{D_{TMR10}}{D_{Convolution}}\right)_{Pomiar}$	$\left(\frac{D_{TMR10}}{D_{Cononvolution}}\right)_{Plan}$
0,5	1,010	0,998
1,5	1,003	0,995
2,5	1,044	1,025
3,5	1,001	1,010
4,5	1,007	0,989

Tabela 17.9. Porównanie stosunków dawek otrzymanych z dwóch algorytmów TMR10 i Convolution dla danych eksperymentalnych (metoda TLD) i wartości odczytanych z systemu planowania leczenia.

17.1.3 Pomiar dawki planu leczenia w wybranej płaszczyźnie

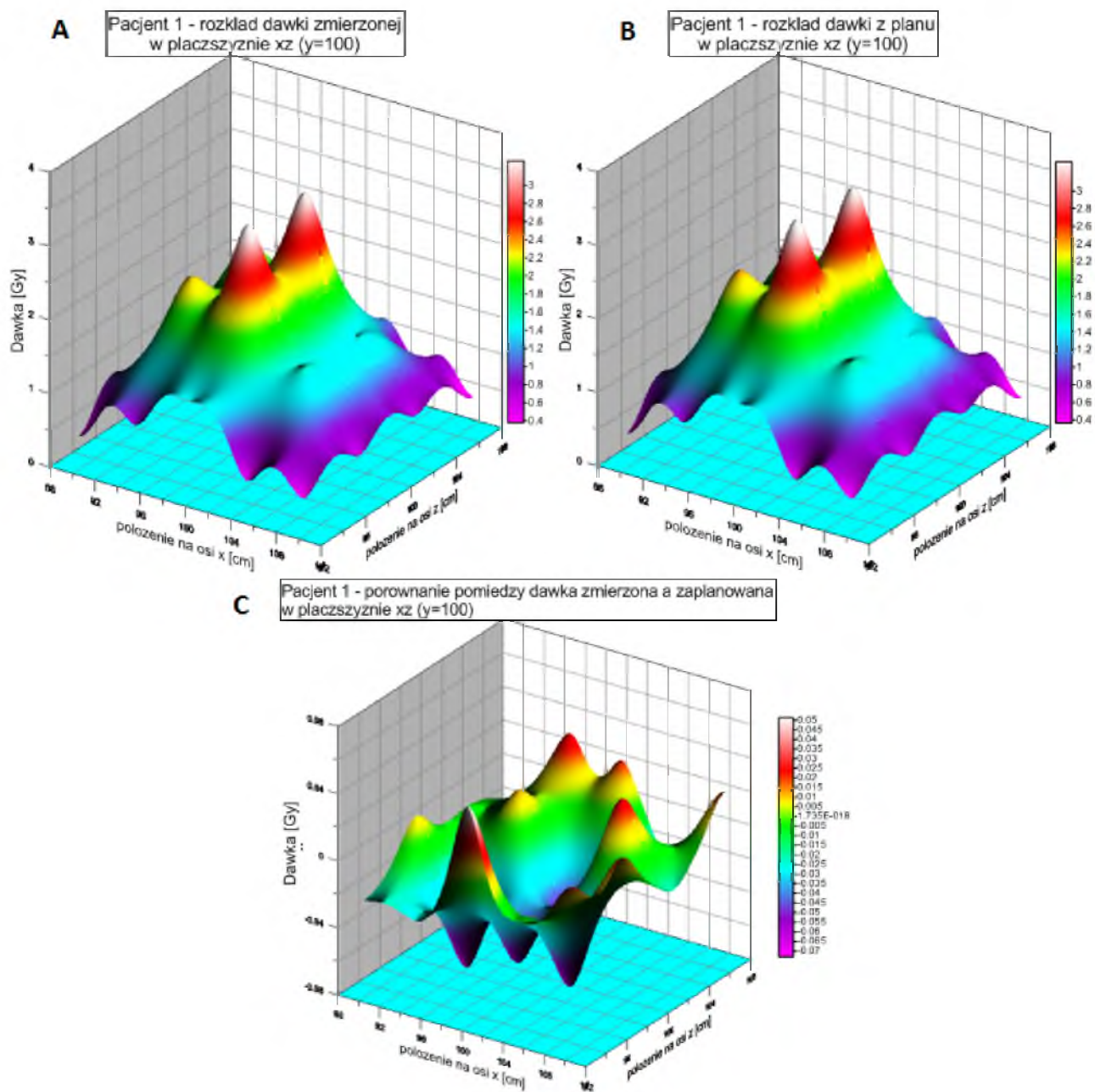
W wyniku przeprowadzonych pomiarów zgodnie z założeniami przyjętymi w punkcie 14.2.3 niniejszej pracy zebrano dane pozwalające na wyznaczyć mapy dawek w wybranej płaszczyźnie. Pomiary zostały przeprowadzone dla płaszczyzny czołowej (płaszczyzna XZ i położenie $y=100$) oraz dla płaszczyzny aksjalnej (płaszczyzna XY i położenie $z=100$). Wartości otrzymanych dawek z pomiarów detektorami TL, dawek odczytanych z przygotowanego planu leczenia oraz różnicę pomiędzy tymi wartościami zamieszczono w tabelach poniżej (Tabela 17.10 – płaszczyzna XZ, Tabela 17.11 – płaszczyzna XY). Otrzymane wyniki zaprezentowano również graficznie na wykresach – trójwymiarowych mapach dawki (Rysunek 17.9 – Rysunek 17.19) Dane dotyczą pięciu przygotowanych planów leczenia.

		PACIENT 1			PACIENT 2			PACIENT 3			PACIENT 4			PACIENT 5		
X [mm]	Y [mm]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]
90	107,5	0,594	0,62	-0,023	0,539	0,50	0,039	0,421	0,41	0,010	0,636	0,62	0,020	0,321	0,31	0,013
95	107,5	1,526	1,50	0,027	0,528	0,50	0,028	0,976	0,96	0,012	1,092	1,07	0,021	0,240	0,21	0,026
100	107,5	0,854	0,83	0,019	0,434	0,40	0,034	1,375	1,31	0,063	1,251	1,19	0,058	0,114	0,12	-0,005
105	107,5	0,649	0,69	-0,040	0,605	0,60	0,005	0,646	0,69	-0,043	1,898	1,93	-0,033	0,285	0,28	0,009
110	107,5	0,382	0,36	0,018	0,318	0,30	0,018	0,382	0,36	0,018	0,853	0,85	0,003	0,258	0,24	0,015
90	102,5	0,948	0,95	-0,006	0,754	0,70	0,054	0,754	0,72	0,038	1,131	1,19	-0,062	0,452	0,48	-0,026
95	102,5	2,293	2,28	0,013	1,722	1,70	0,022	2,112	2,17	-0,054	2,619	2,51	0,112	1,255	1,25	0,002
100	102,5	3,215	3,28	-0,064	2,603	2,70	-0,097	2,622	2,60	0,021	3,285	3,39	-0,107	2,852	2,83	0,025
105	102,5	1,494	1,47	0,025	1,348	1,30	0,048	1,185	1,22	-0,039	4,078	4,04	0,039	1,417	1,47	-0,052
110	102,5	0,637	0,66	-0,020	0,468	0,40	0,068	0,963	0,92	0,043	1,781	1,71	0,072	0,514	0,53	-0,012
90	97,5	0,861	0,85	0,008	0,963	0,80	0,163	0,875	0,85	0,022	0,744	0,73	0,013	0,473	0,49	-0,014
95	97,5	2,350	2,42	-0,073	2,397	2,10	0,297	2,513	2,54	-0,025	1,136	1,15	-0,018	0,651	0,69	-0,041
100	97,5	3,277	3,34	-0,061	3,523	3,10	0,423	2,794	2,89	-0,100	2,645	2,67	-0,026	2,095	2,00	0,091
105	97,5	1,562	1,63	-0,067	1,394	1,30	0,094	2,387	2,44	-0,056	3,112	3,14	-0,029	1,582	1,51	0,069
110	97,5	0,598	0,58	0,019	0,544	0,50	0,044	0,659	0,70	-0,036	1,246	1,27	-0,029	0,572	0,58	-0,007
90	92,5	0,457	0,48	-0,022	0,642	0,60	0,042	0,741	0,72	0,023	0,493	0,48	0,013	0,258	0,24	0,019
95	92,5	0,831	0,86	-0,025	0,640	0,60	0,040	1,195	1,22	-0,029	0,474	0,49	-0,016	0,240	0,24	-0,005
100	92,5	1,377	1,33	0,051	0,643	0,60	0,043	2,489	2,43	0,060	0,651	0,66	-0,011	0,112	0,11	0,002
105	92,5	0,515	0,52	-0,008	0,641	0,60	0,041	1,879	1,88	-0,005	0,762	0,73	0,029	0,112	0,10	0,007
110	92,5	0,495	0,48	0,020	0,330	0,30	0,030	0,461	0,48	-0,014	0,614	0,59	0,020	0,382	0,36	0,025

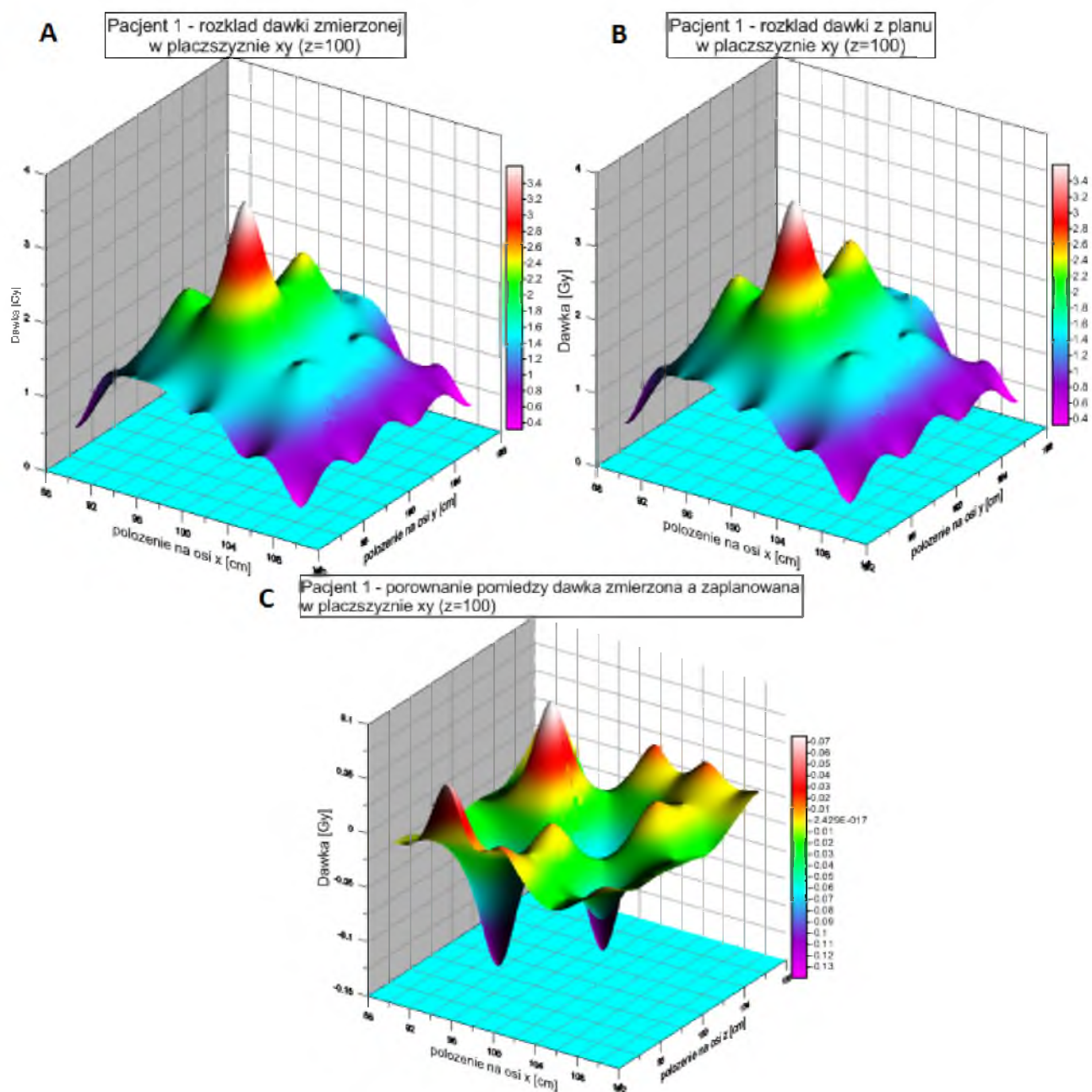
Tabela 17.10. Zestawienie danych otrzymanych w wyniku analizy wykonanych pomiarów i dawek odczytanych z przygotowanych planów leczenia dla płaszczyzny XZ

		PACJENT 1			PACJENT 2			PACJENT 3			PACJENT 4			PACJENT 5		
X [mm]	Y [mm]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]	D _{POMIAR} [Gy]	D _{PLAN} [Gy]	Δd [Gy]
90	107,5	0,686	0,66	0,026	0,539	0,5	0,039	0,821	0,88	-0,059	0,748	0,77	-0,022	0,107	0,11	-0,003
95	107,5	0,997	1,05	-0,058	0,528	0,5	0,028	1,242	1,27	-0,024	1,156	1,16	-0,005	0,198	0,21	-0,013
100	107,5	1,369	1,35	0,018	0,434	0,4	0,034	0,793	0,83	-0,039	1,541	1,56	-0,018	0,216	0,21	0,008
105	107,5	0,535	0,52	0,016	0,605	0,6	0,005	0,595	0,62	-0,029	1,428	1,46	-0,027	0,198	0,21	-0,010
110	107,5	0,319	0,32	0,003	0,318	0,3	0,018	0,312	0,32	-0,004	0,751	0,74	0,012	0,221	0,21	0,010
90	102,5	0,730	0,75	-0,020	0,754	0,7	0,054	0,978	0,96	0,014	1,248	1,29	-0,037	0,335	0,32	0,013
95	102,5	1,960	1,88	0,075	1,722	1,7	0,022	2,194	2,28	-0,088	2,244	2,28	-0,037	0,679	0,69	-0,015
100	102,5	2,430	2,57	-0,140	2,603	2,7	-0,097	1,452	1,48	-0,031	3,040	3,06	-0,024	2,266	2,37	-0,106
105	102,5	1,510	1,50	0,010	1,348	1,3	0,048	1,236	1,29	-0,049	3,511	3,53	-0,022	1,259	1,29	-0,026
110	102,5	0,553	0,58	-0,024	0,468	0,4	0,068	0,842	0,81	0,034	1,299	1,38	-0,086	0,326	0,35	-0,020
90	97,5	0,922	0,94	-0,017	0,963	0,8	0,163	0,840	0,82	0,019	1,098	1,06	0,042	0,489	0,47	0,019
95	97,5	2,218	2,36	-0,138	2,397	2,1	0,297	2,367	2,47	-0,107	1,839	1,88	-0,045	1,154	1,18	-0,024
100	97,5	3,626	3,62	0,008	3,523	3,1	0,423	3,391	3,62	-0,228	3,370	3,51	-0,135	2,297	2,26	0,035
105	97,5	1,654	1,72	-0,066	1,394	1,3	0,094	1,622	1,61	0,010	3,171	3,12	0,054	1,350	1,50	-0,155
110	97,5	0,547	0,56	-0,014	0,544	0,5	0,044	0,762	0,79	-0,023	1,526	1,46	0,068	0,470	0,45	0,021
90	92,5	0,627	0,63	-0,006	0,642	0,6	0,042	0,643	0,63	0,010	0,638	0,63	0,005	0,218	0,21	0,007
95	92,5	1,519	1,46	0,061	0,640	0,6	0,040	1,517	1,57	-0,053	1,297	1,35	-0,049	0,214	0,22	-0,010
100	92,5	1,255	1,24	0,017	0,643	0,6	0,043	2,315	2,37	-0,058	1,975	1,96	0,015	0,103	0,10	0,000
105	92,5	0,882	0,91	-0,026	0,641	0,6	0,041	1,318	1,31	0,005	1,429	1,41	0,016	0,286	0,30	-0,017
110	92,5	0,427	0,42	0,006	0,330	0,3	0,030	0,546	0,53	0,020	0,769	0,74	0,033	0,208	0,21	-0,003

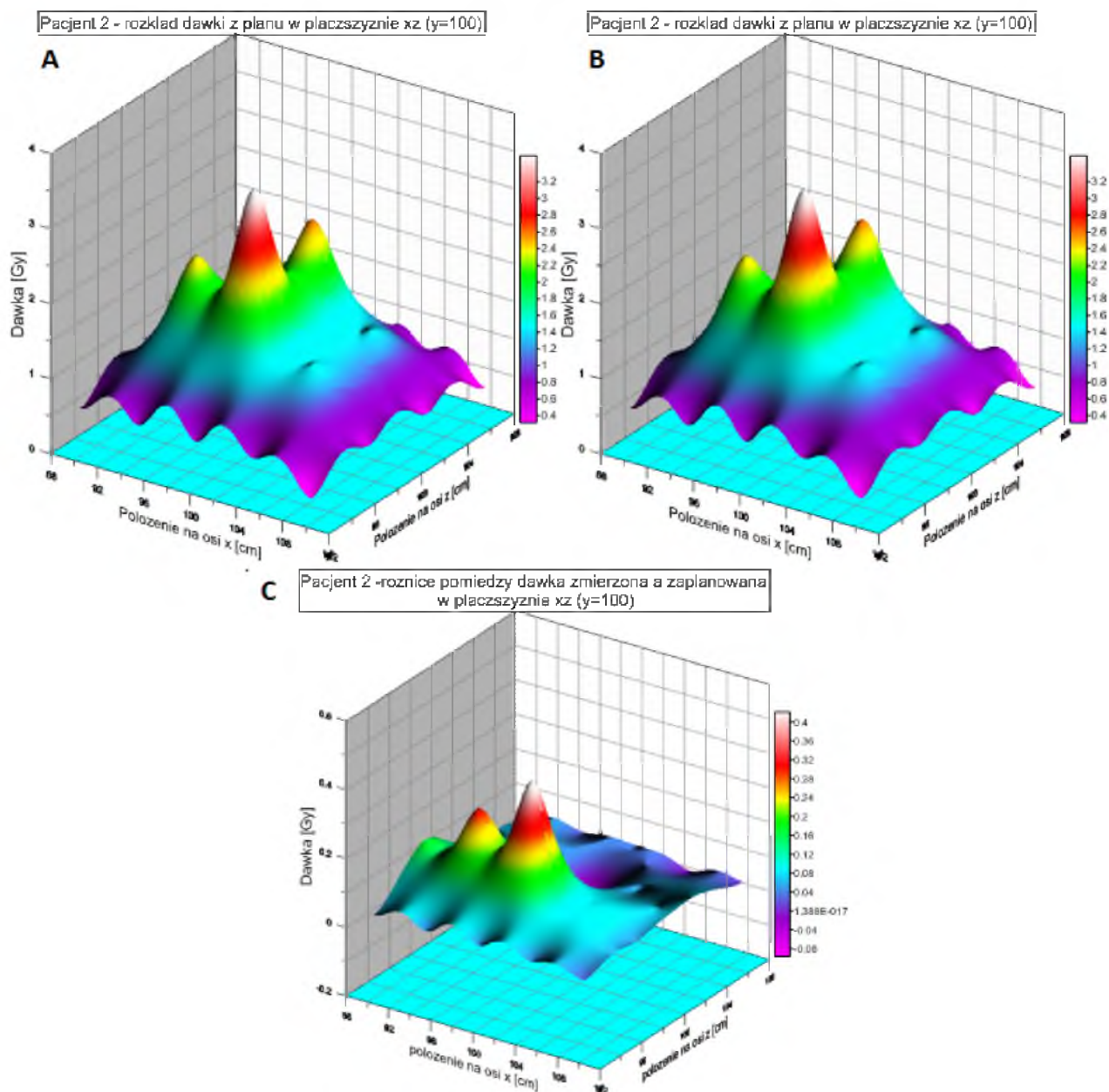
Tabela 17.11. Zestawienie danych otrzymanych w wyniku analizy wykonanych pomiarów i dawek odczytanych z przygotowanych planów leczenia dla płaszczyzny XY



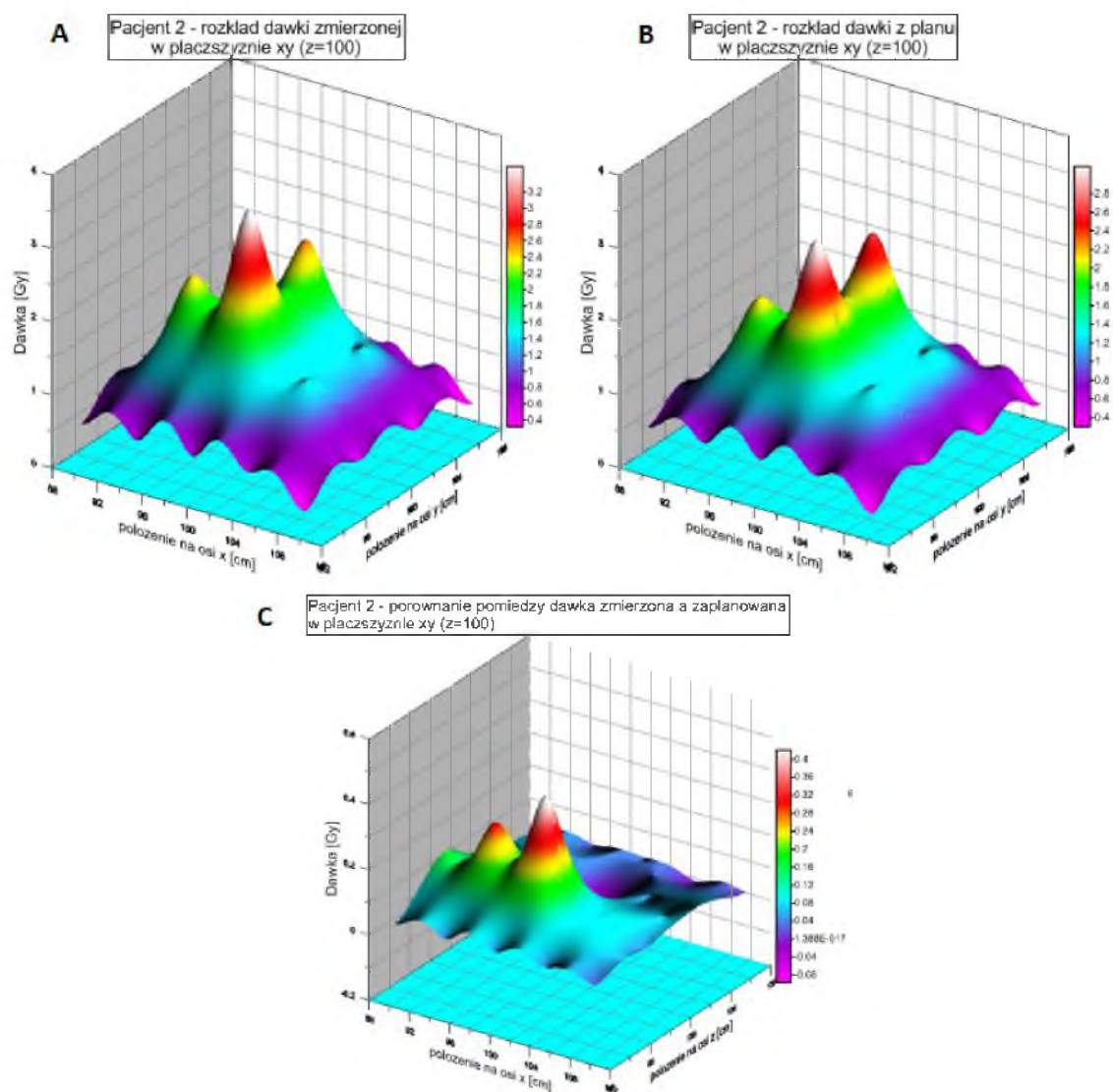
Rysunek 17.9. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XZ dla Pacjenta 1: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



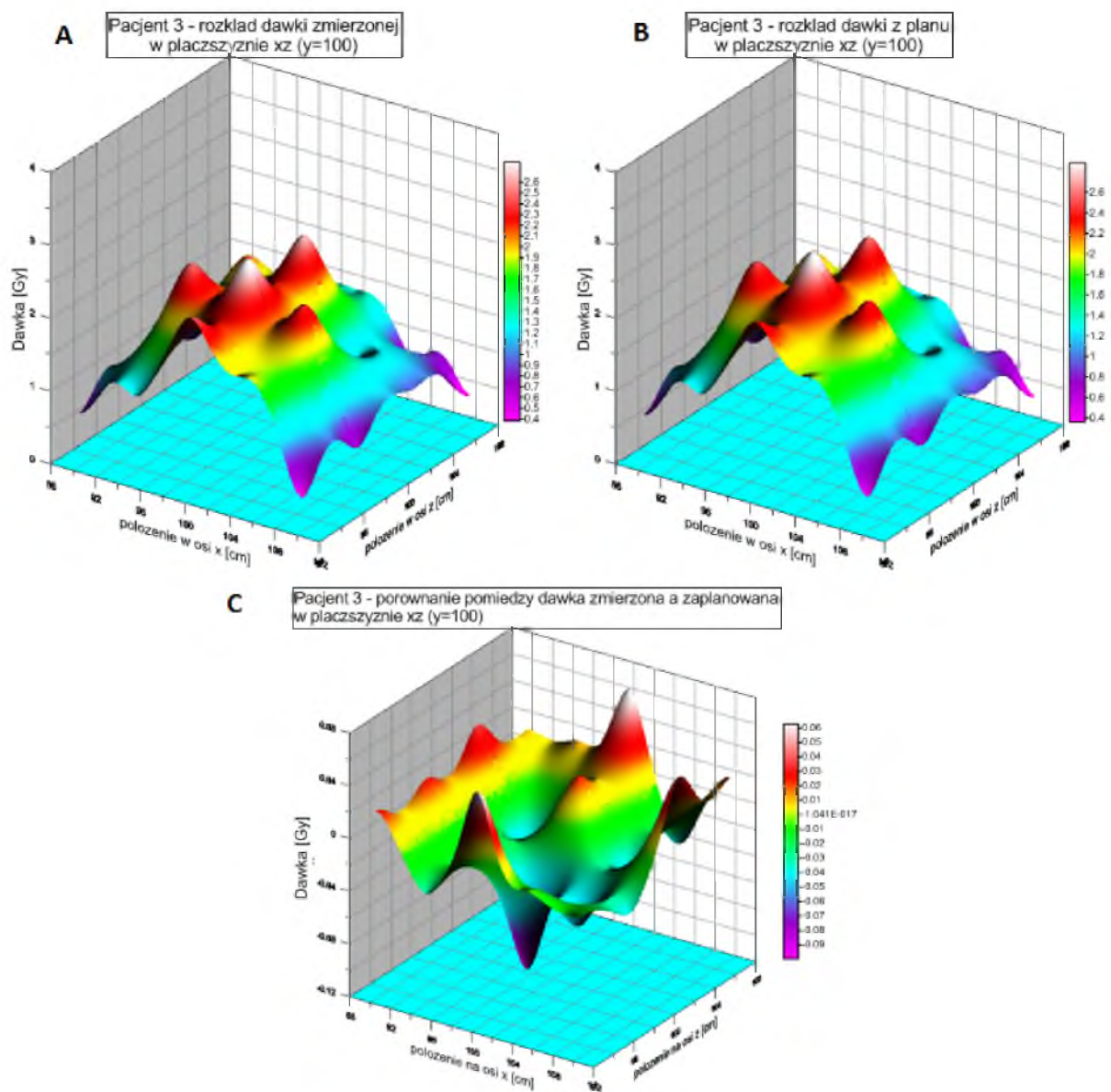
Rysunek 17.10. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XY dla Pacjenta 1: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



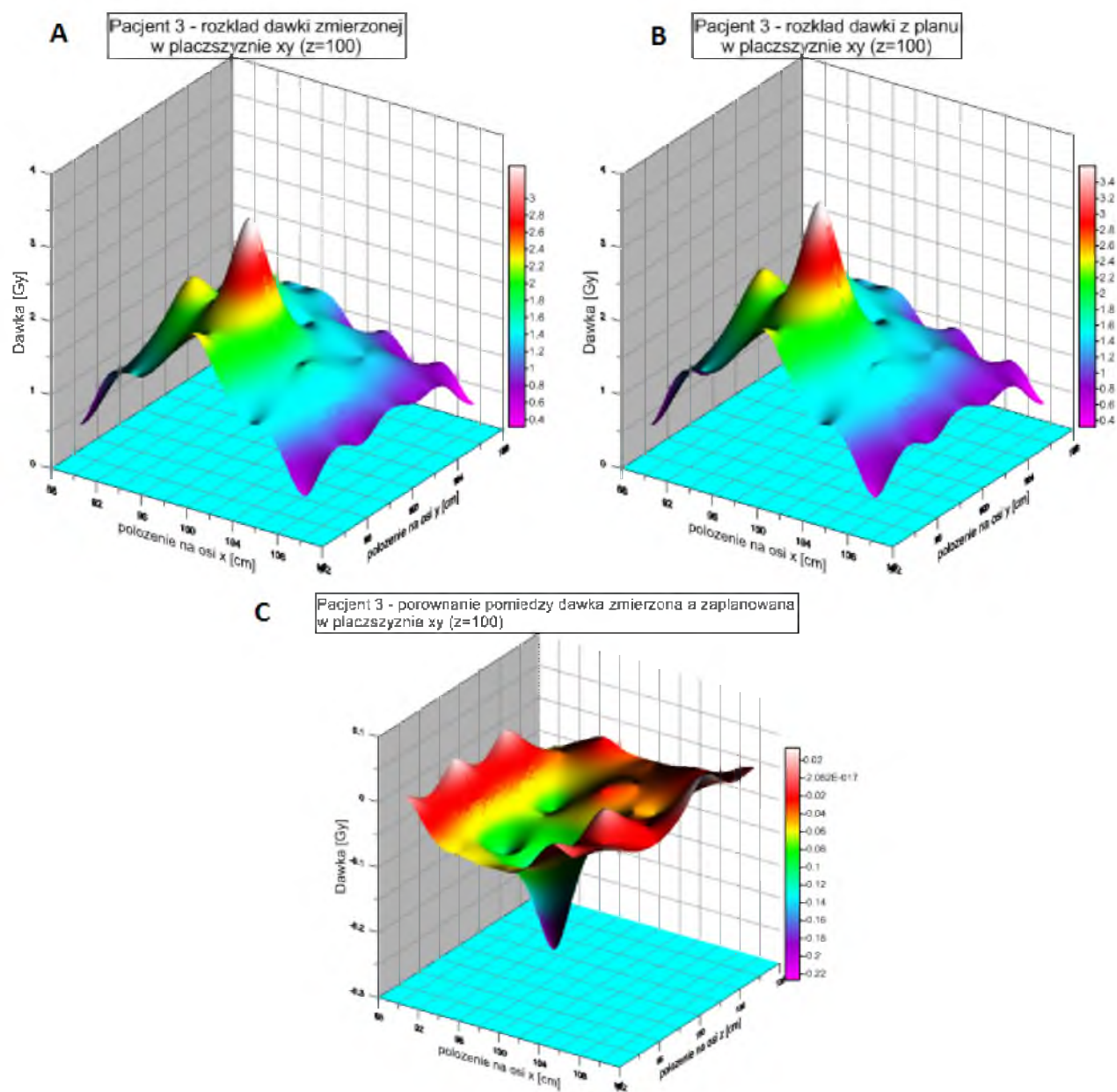
Rysunek 17.12. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XZ dla Pacjenta 2: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



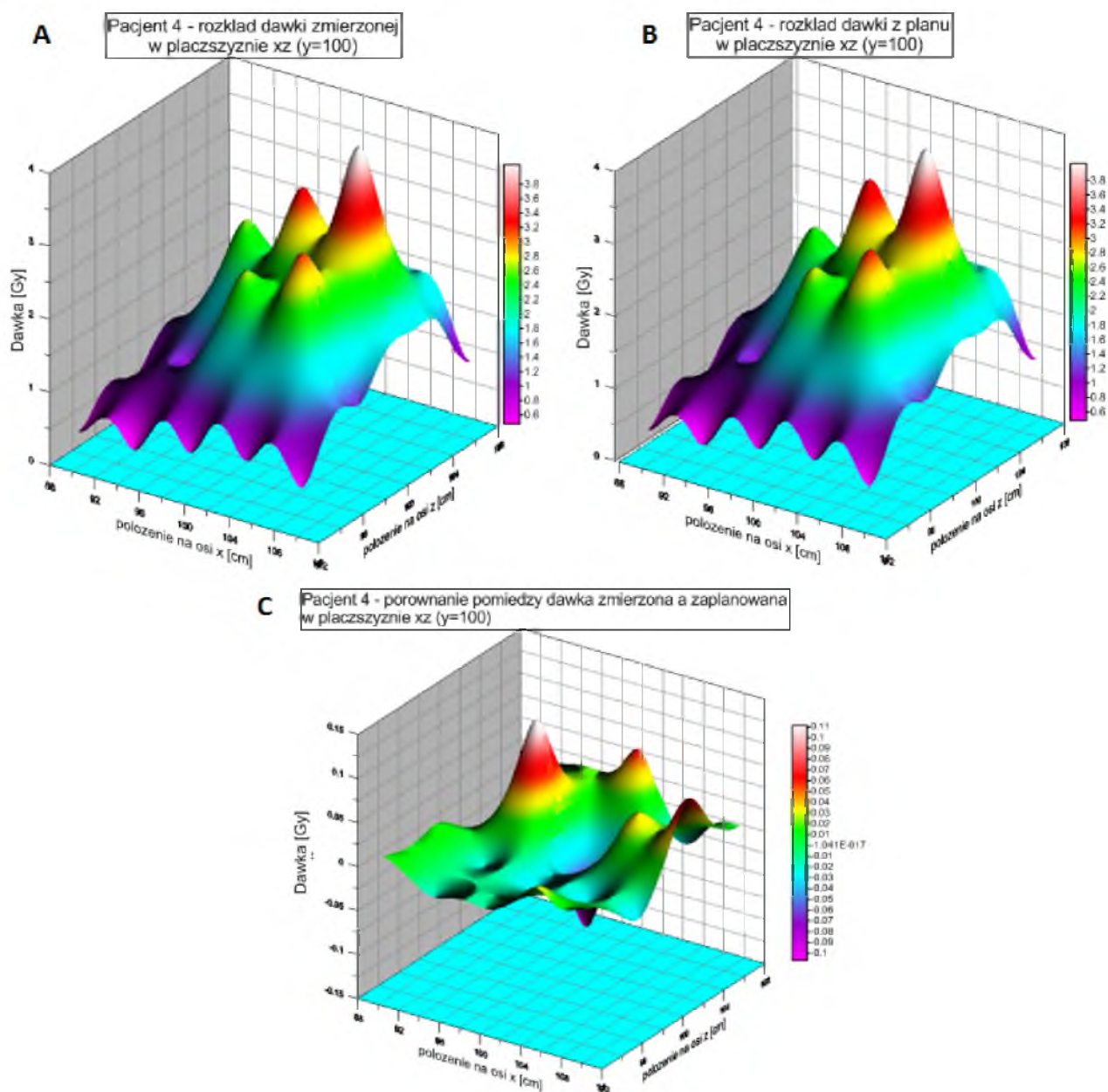
Rysunek 17.3. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XY dla Pacjenta 2: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



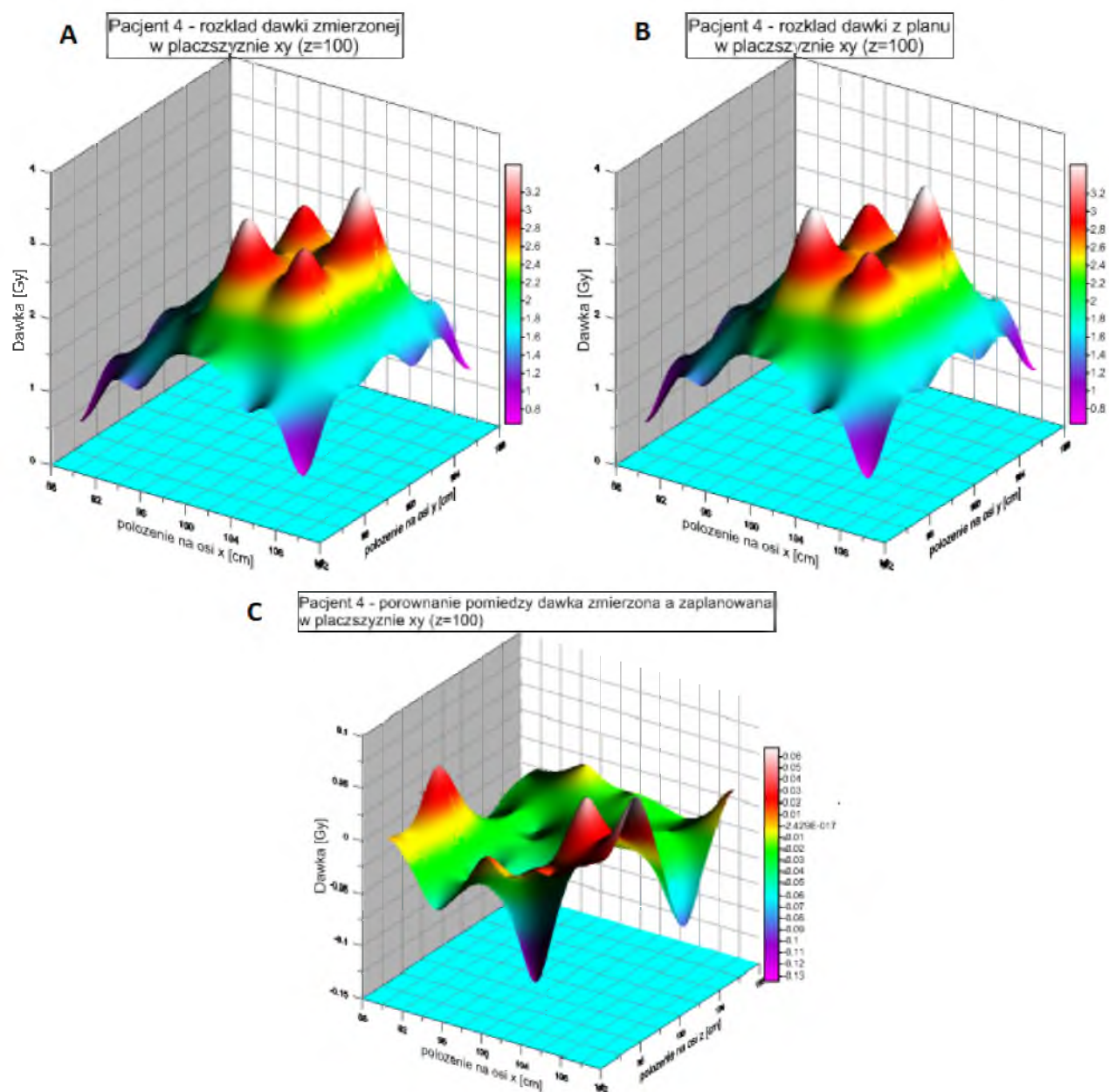
Rysunek 17.14. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XZ dla Pacjenta 3: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



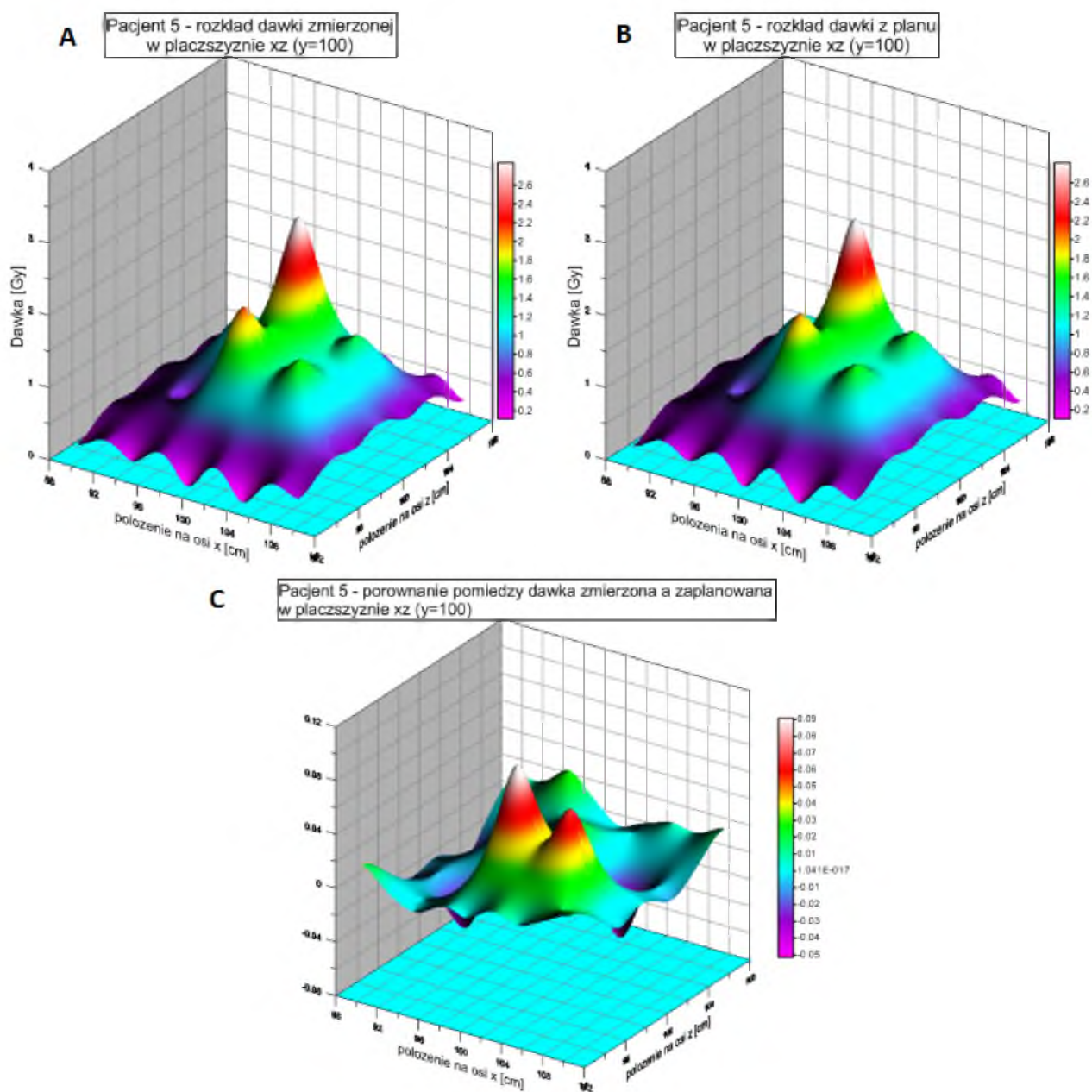
Rysunek 17.15. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XY dla Pacjenta 3: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



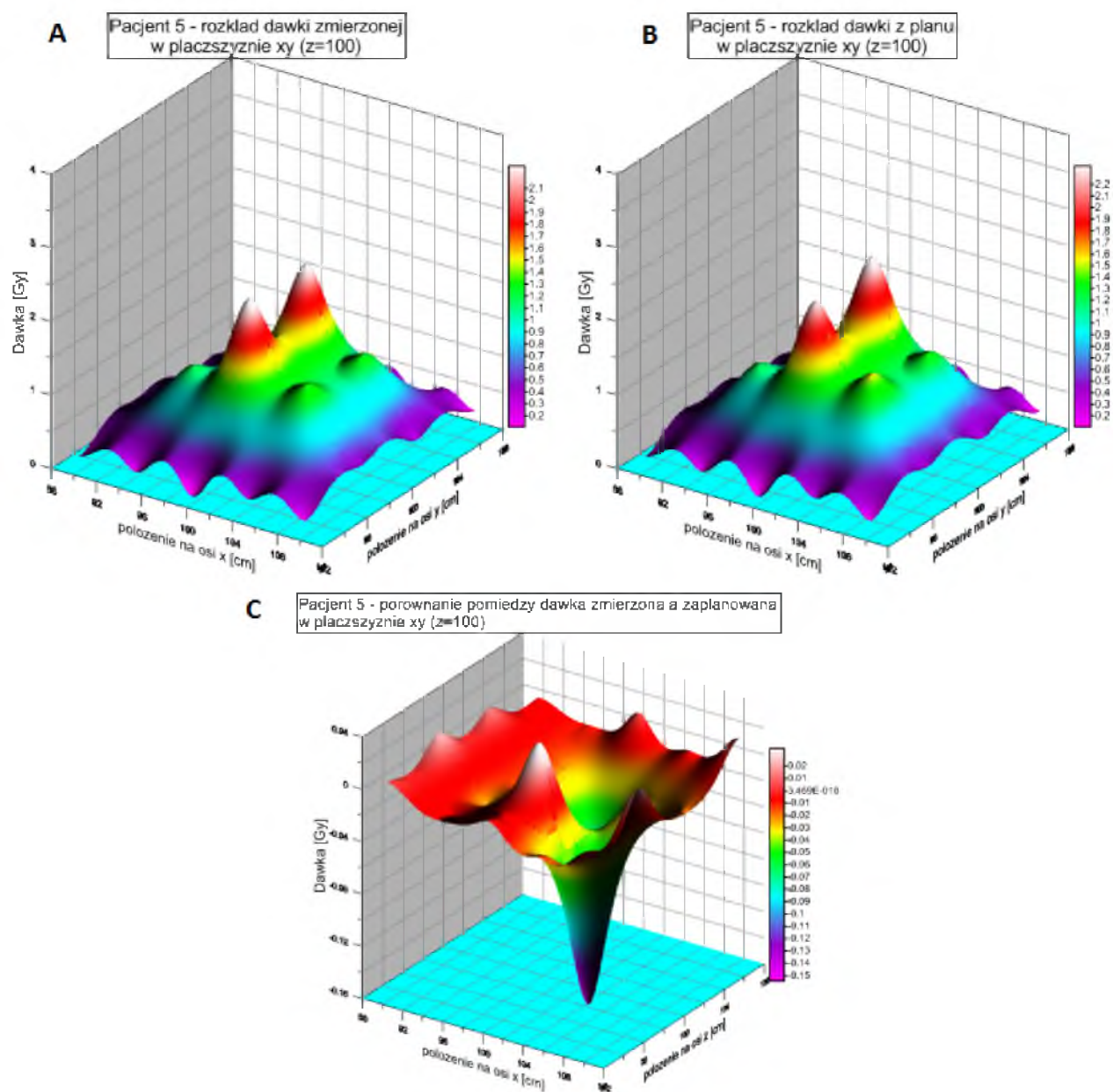
Rysunek 17.16. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XZ dla Pacjenta 4: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



Rysunek 17.17. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XY dla Pacjenta 4: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



Rysunek 17.18. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XZ dla Pacjenta 5: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.



Rysunek 17.19. Trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie XY dla Pacjenta 5: A – rozkład dawki zmierzonej, B – rozkład dawki odczytanej z planu leczenia, C – różnica pomiędzy dawką zmierzoną a odczytana z planu.

17.1.4 Pomiar dawki pochłoniętej podczas badania tomograficznego

Wykonano pięć badań tomograficznych z wykorzystaniem fantomu sferycznego z matrycą dwudziestu detektorów. Zakładamy, że detektory znajdują się w jednorodnym polu promieniowania i każdy z nich jest narażony na równomierną ekspozycję. Zakładamy również, że obszar objęty skanowaniem we wszystkich przypadkach był taki sam. Po wykonaniu każdego badania odczytywano z raportu wartości DLP (Dose Length Product) oraz $CTDI_{VOL}$ (objętościowy tomograficzny wskaźnik dawki). Znając dawki pochłonięte wyznaczone przez aparat, w objętości badania sprowadzonej do objętości pojedynczego detektora termoluminescencyjnego można porównać wartości dawek z systemu tomografu z dawkami otrzymanymi w pomiarach. Otrzymane wyniki zaprezentowano w Tabeli 17.12.

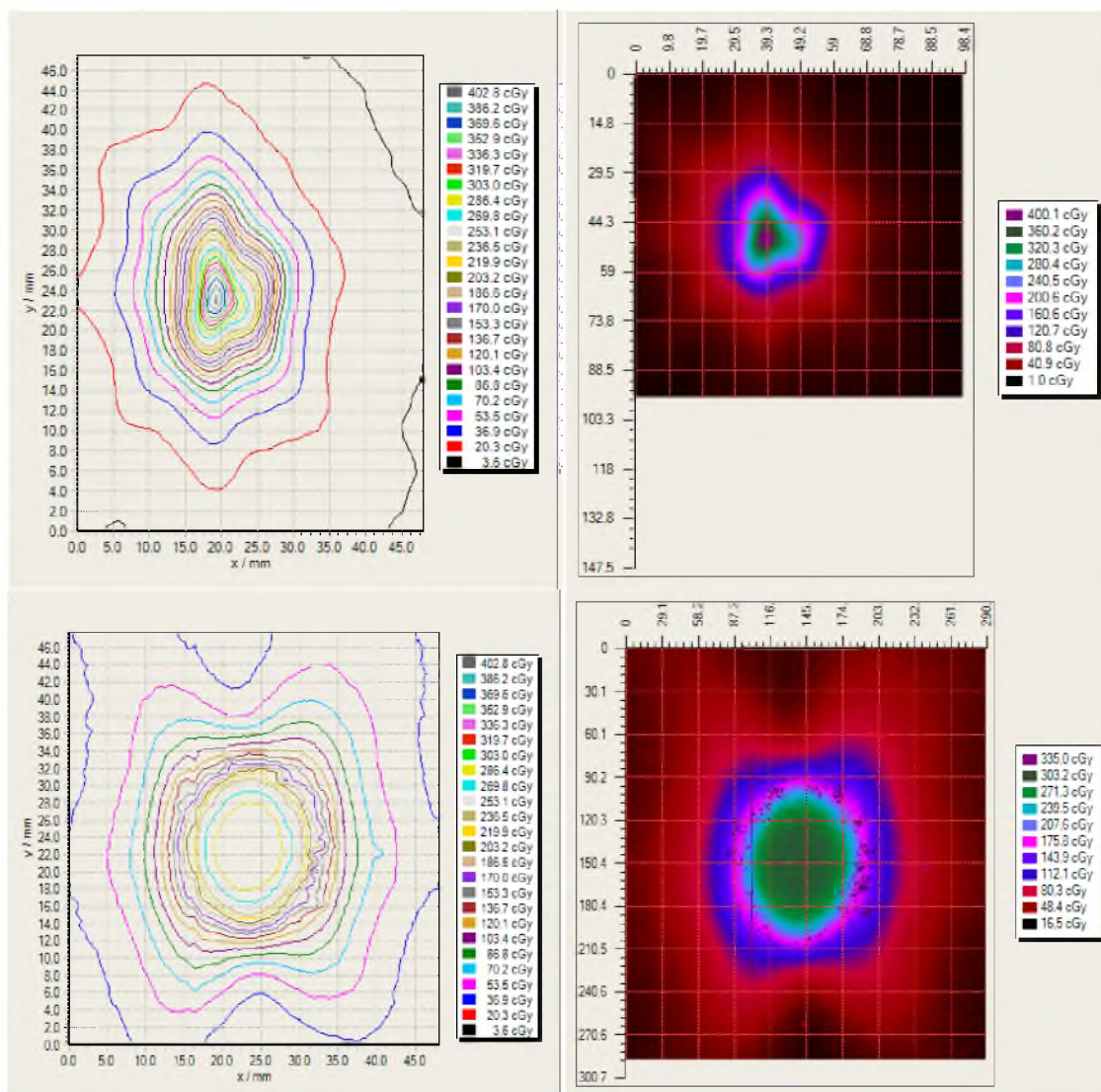
	DLP [mGy-cm]	$CTDI_{VOL}$ [mGy]	D_{TK} [mGy]	D_{TLD} [mGy]
Średnia	825,338	32,062	0,0089	0,0096
σ	0,1721	0,0277	0,0032	0,0023

Tabela 17.12. Wartości dawek pochłoniętych odczytanych z systemu tomografu komputerowego oraz wyliczonych z pomiarów TLD, gdzie D_{TK} oznacza dawkę odczytaną z systemu tomografu komputerowego dla objętości detektora, a D_{TLD} – dawkę otrzymaną z pomiaru pojedynczym detektorem termoluminescencyjnym.

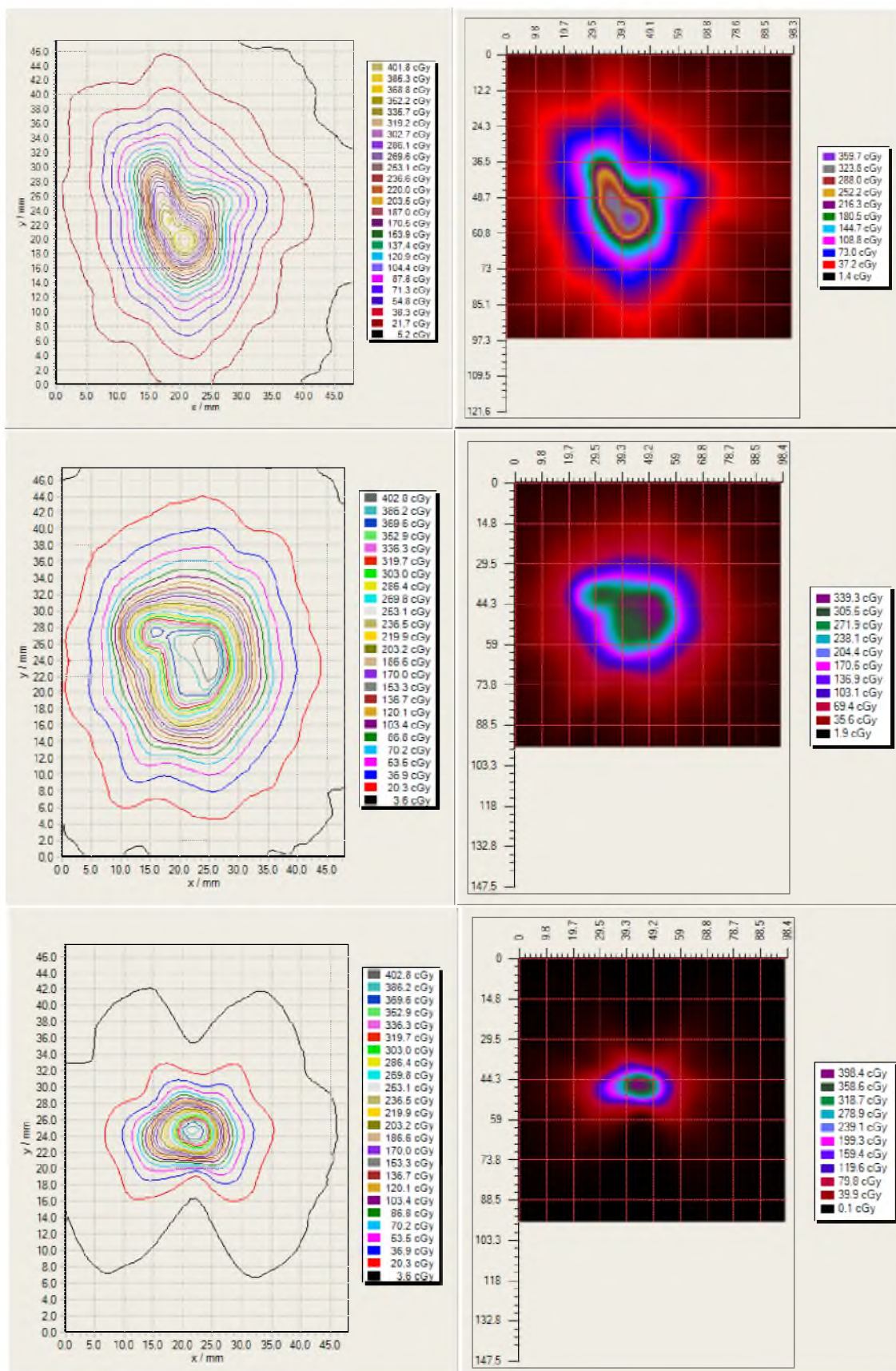
17.2 FILMY DOZYMTRYCZNE

17.2.1 Pomiar dawki w płaszczyźnie XY

Filmy dozymetryczne po napromienieniu zgodnie z przygotowanymi planami leczenia i odczytaniu za pomocą dedykowanego skanera zostały poddane analizie w programie FilmQA Pro. Dla każdego planu najpierw wyznaczono rozkład izodoz z zakresu 3,5 cGy do 400 cGy, a następnie wykonano mapy rozkładu dawki na płaszczyźnie. Graficzna prezentacja otrzymanych wyników została przedstawiona na rysunkach poniżej (Rysunek 17.20, Rysunek 17.21).

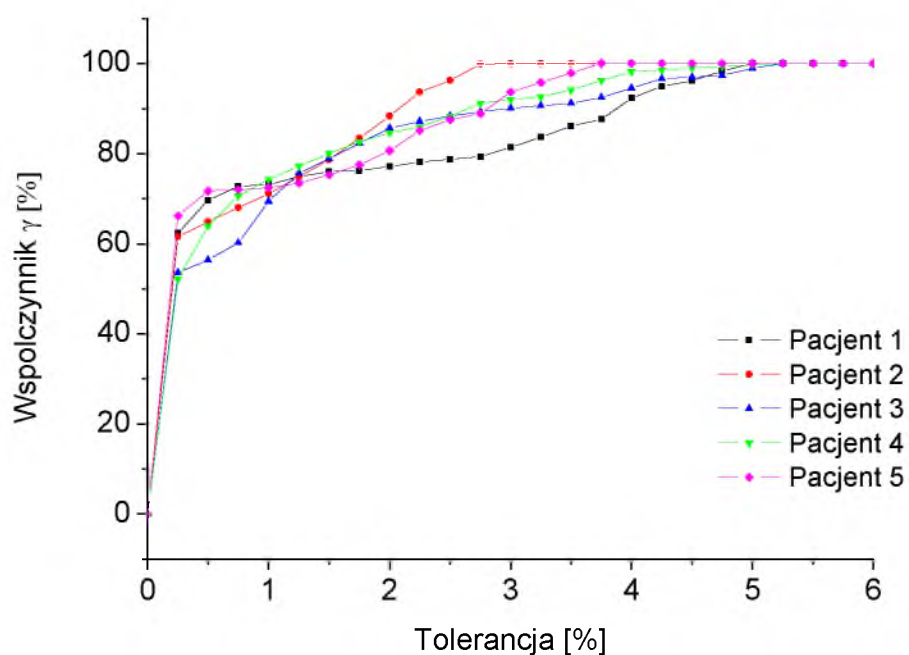


Rysunek 17.20. Rozkład izodoz (A) oraz mapy dawek (B) wyznaczone dla Pacjenta 1 i Pacjenta 2.

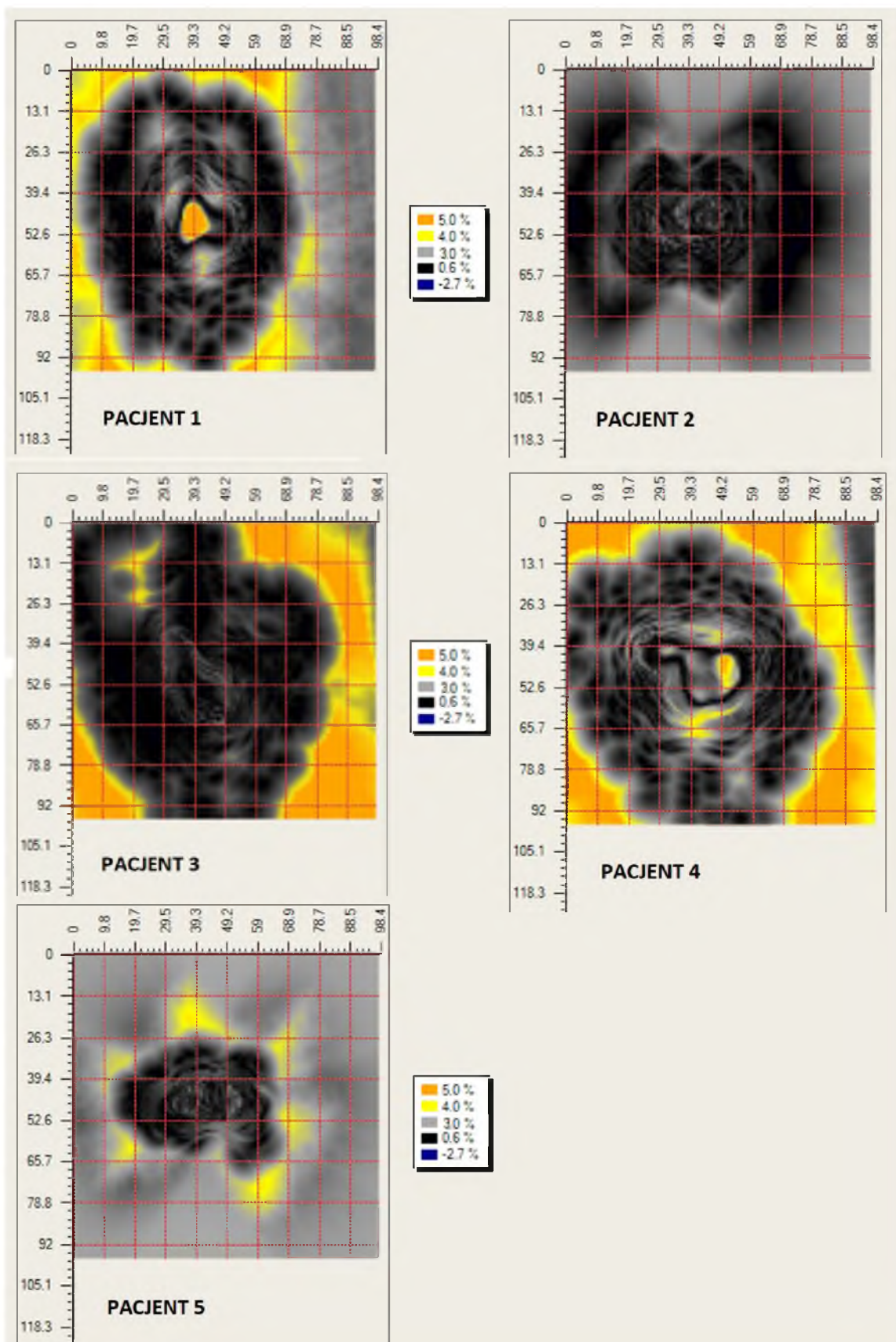


Rysunek 17.21. Rozkład izodoz (A) oraz mapy dawek (B) wyznaczone dla Pacjenta 3, Pacjenta 4 i Pacjenta 5.

W kolejnym kroku porównano wyniki wykonanej analizy dawek (z map dawek) z rozkładem dawki na płaszczyźnie z przygotowanych planów leczenia. W tym celu wykonano analizę Współczynnika γ . Metodę stosuje się jako podstawową formę oceny planów w radioterapii. Przyjęto następujące wartości: tolerancja 3%, przesunięcia 3mm oraz 15% próg odcięcia. Graficzna prezentacja porównania planów przedstawiona jest na rysunku (Rysunek 17.23). Zależność współczynnika γ od tolerancji przedstawiono na wykresie poniżej (Rysunek 17.22).



Rysunek 17.22. Współczynnik γ w funkcji tolerancji dla wykonanych planów leczenia.

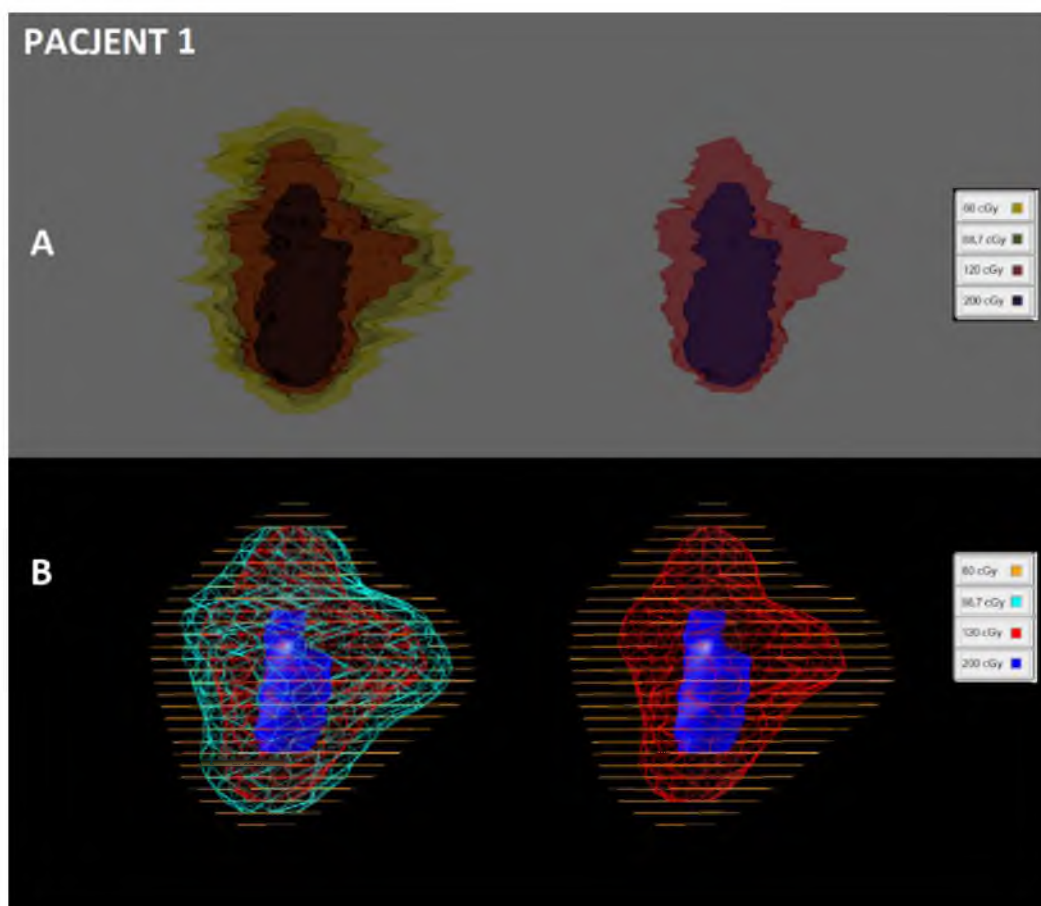


Rysunek 17.23. Graficzna prezentacja wyników porównania dawki odczytanej z filmów dozymetrycznych z dawką z planu leczenia.

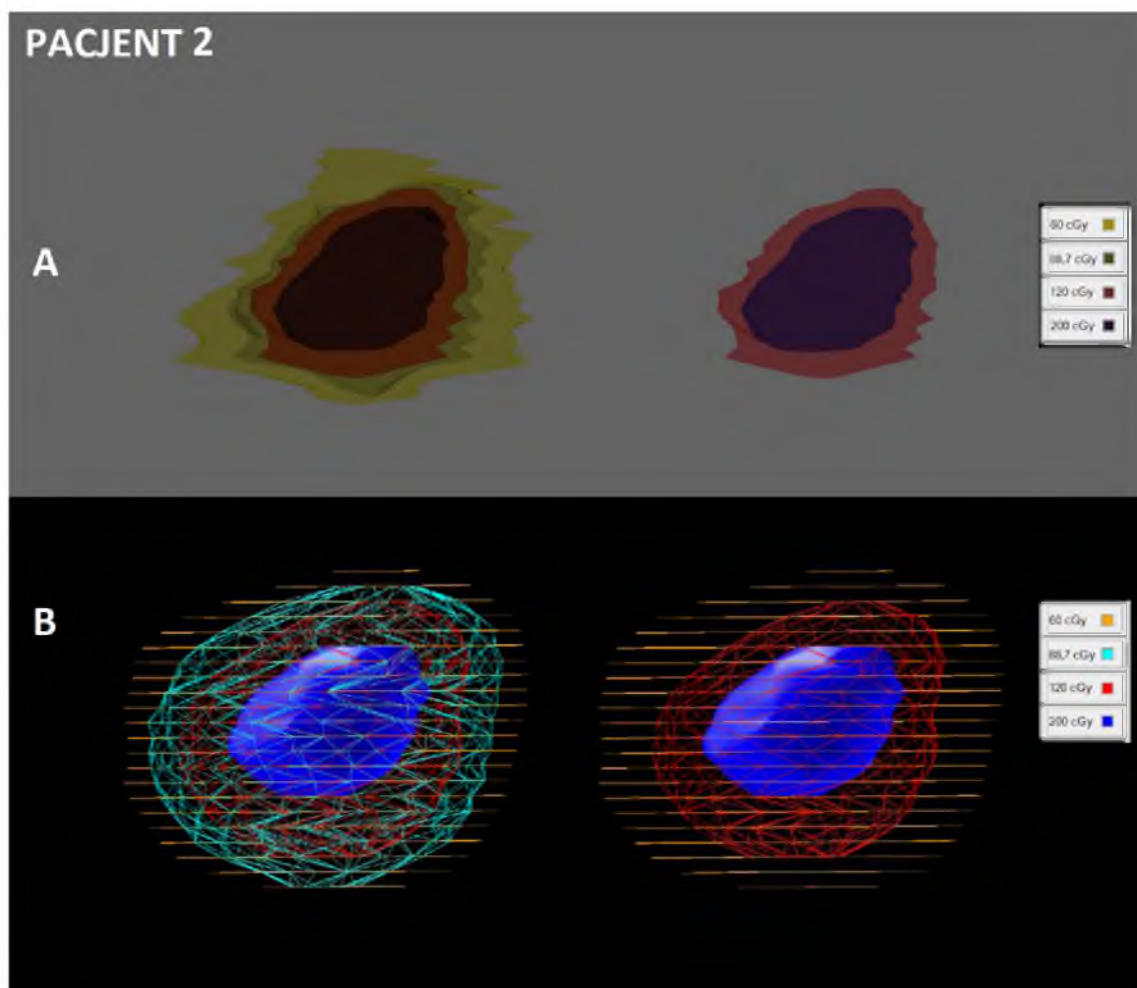
17.2.2 Wielowarstwowy pomiar w płaszczyźnie XY

Dla każdego z pięciu przygotowanych planów leczenia (Pacjent 1- Pacjent 5) napromieniono stos 60 filmów dozymetrycznych w płaszczyźnie XZ. Filmy odczytano i poprzez analizę w programie FilmQA Pro 2016 wyznaczono izodozy: 60 cGy, 88,7 cGy, 120 cGy, 200 cGy, 240 cGy, 280 cGy, co odpowiada wartościom procentowym odpowiednio: 25%, 36%, 50%, 83%, 100% i 116%.

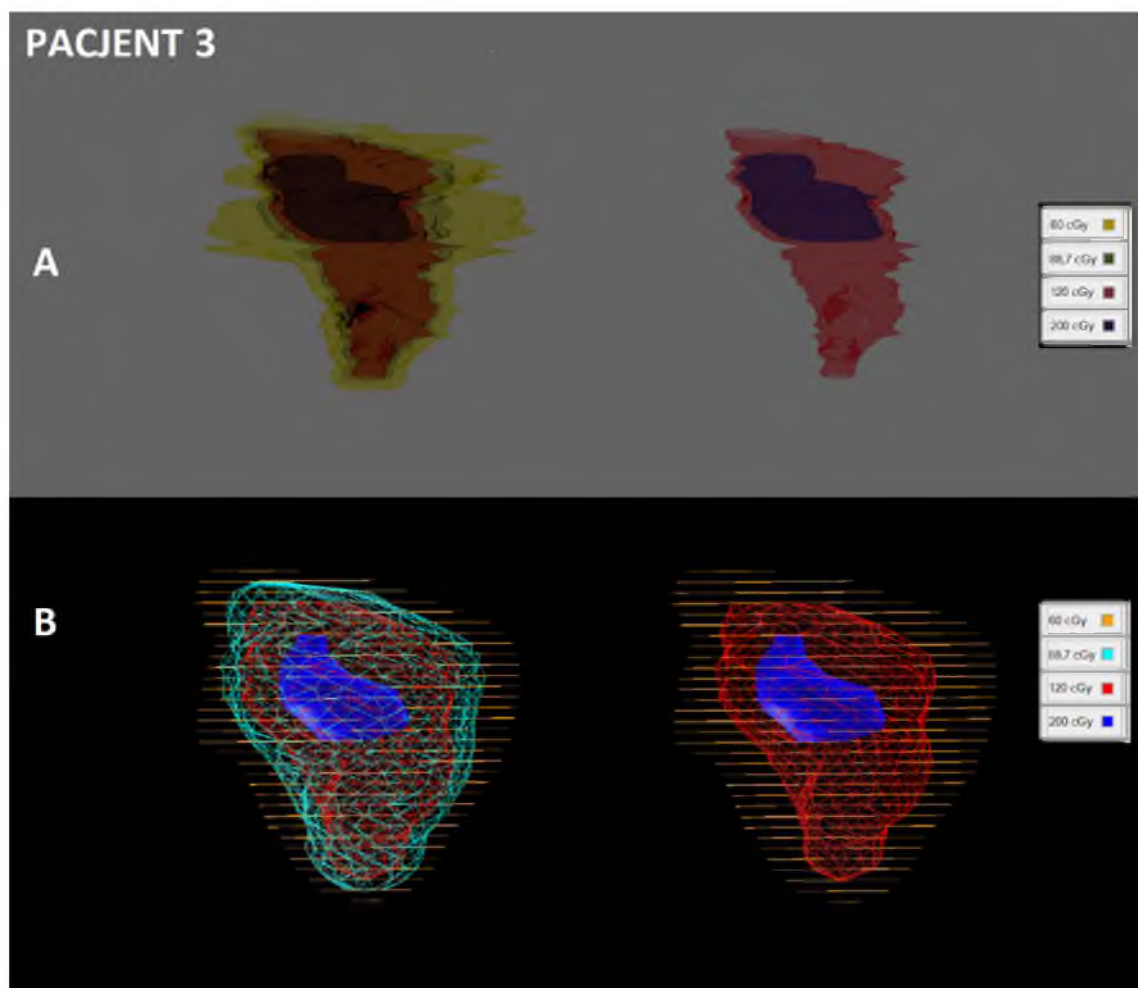
W języku C++ napisano program „oczyszczający” przygotowane mapy izodoz ze skali i linii siatki. Następnie program łączył trójkątami kolejne izodozy, warstwa po warstwie, generując plik modelu w formacie .stl (format stworzony na potrzeby drukowania przestrzennego metodą stereo litografii). Następnie z wykorzystaniem nowoczesnych metod graficznych (program Blender 2.78) wczytano otrzymane bryły, wyrenderowano i zaprezentowano w trzech wymiarach. W celu porównania otrzymanych wyników wybrane izodozy obrysowano w systemie planowania leczenia i przygotowano ich trójwymiarowe modele za pomocą dostępnych środków. Otrzymane bryły zaprezentowano na rysunkach poniżej (Rysunek 17.24 – 17.28).



Rysunek 17.24. Porównanie trójwymiarowych modeli wybranych izodoz dla Pacjenta 1: A – modele wygenerowane z filmów dozymetrycznych, B – modele z systemu planowania leczenia

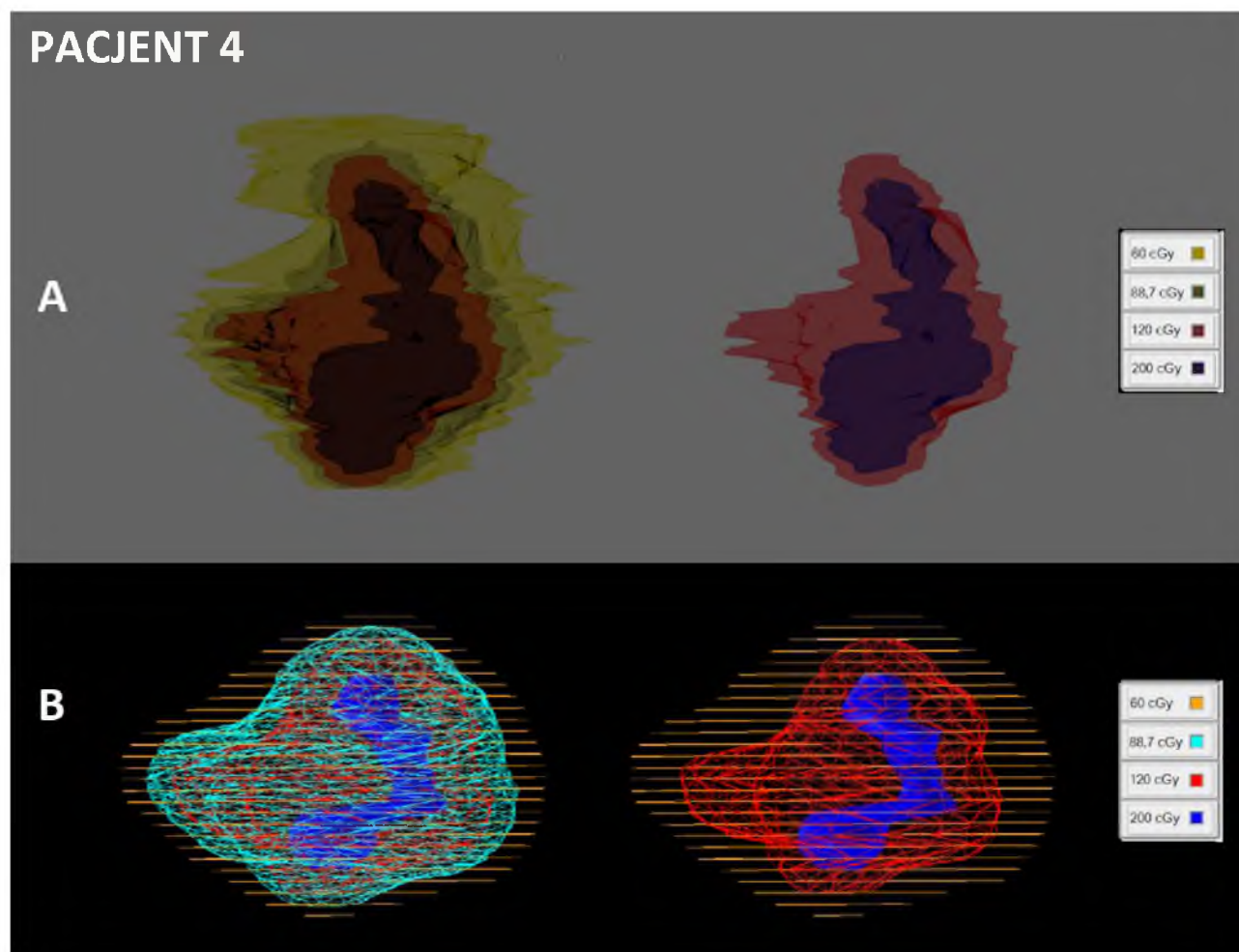


Rysunek 17.25. Porównanie trójwymiarowych modeli wybranych izodoz dla Pacjenta 2: A – modele wygenerowane z filmów dozymetrycznych, B – modele z systemu planowania leczenia

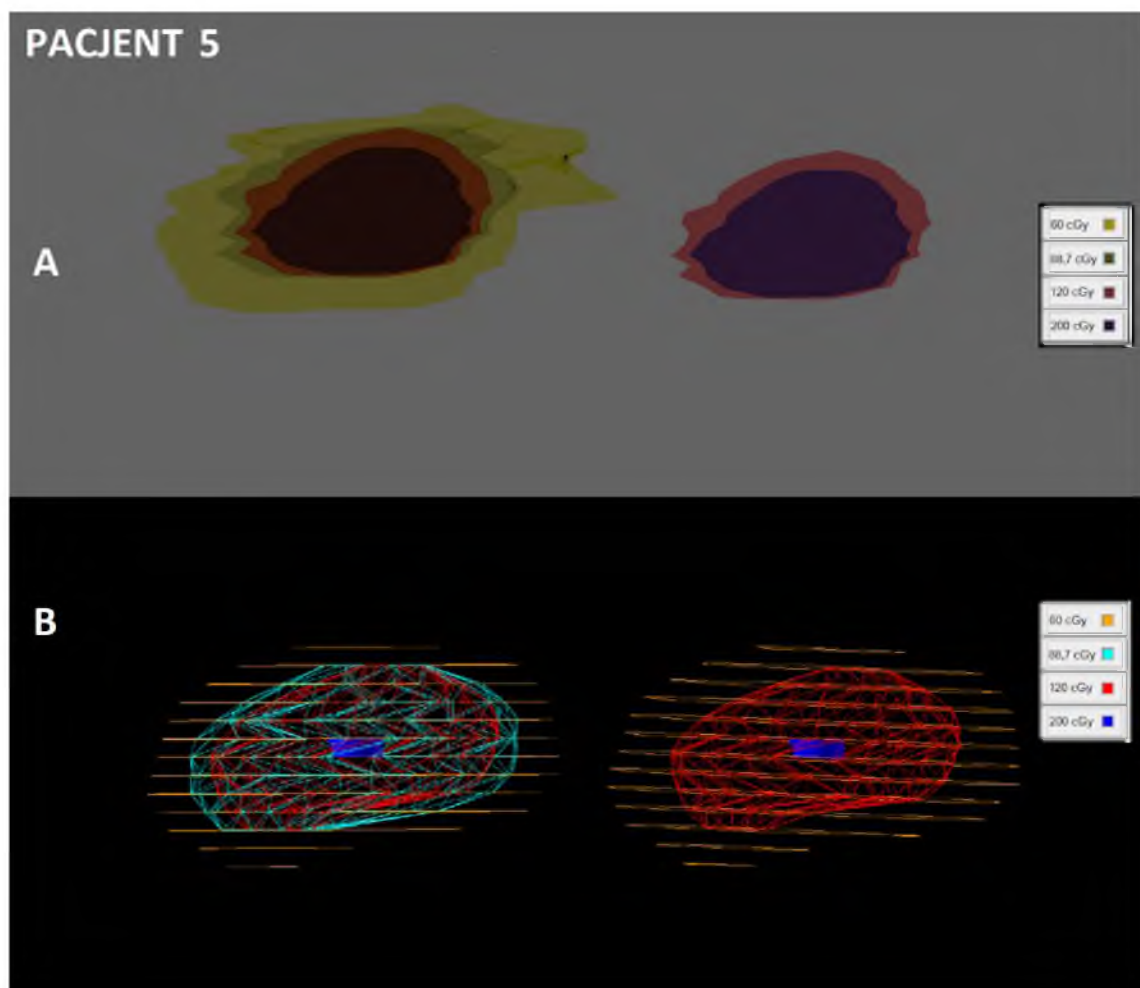


Rysunek 17.26. Porównanie trójwymiarowych modeli wybranych izodoz dla Pacjenta 3: A – modele wygenerowane z filmów dozymetrycznych, B – modele z systemu planowania leczenia

PACJENT 4



Rysunek 17.27. Porównanie trójwymiarowych modeli wybranych izodoz dla Pacjenta 4: A – modele wygenerowane z filmów dozymetrycznych, B – modele z systemu planowania leczenia



Rysunek 17.28. Porównanie trójwymiarowych modeli wybranych izodoz dla Pacjenta 5: A – modele wygenerowane z filmów dozymetrycznych, B – modele z systemu planowania leczenia

17.3 WERYFIKACJA KALKULATOREM DAWKI MU CHECK

Wykonano kalkulację planów pięciu pacjentów programem MuCheck. W wyniku otrzymano porównanie dawek wyznaczonych przez system planowania leczenia i dawek wyliczonych przez program. Wyniki prezentowane są jako wartości procentowe ($\Delta D[\%]$), obliczone wg. zależności:

$$\Delta D = \frac{D_{MuCheck} - D_{PLAN}}{D_{MuCheck}} \cdot 100\%$$

gdzie:

$D_{MuCheck}$ – dawka obliczona przez kalkulator dawki [Gy],

D_{PLAN} – dawka obliczona przez system planowania leczenia [Gy].

Wybrano 12 punktów referencyjnych znajdujących się, po dwa, na izodozach 25%, 50%, 70%, 80%, 90% i 95%. Otrzymane wyniki prezentuje tabela poniżej (Tabela 17.13).

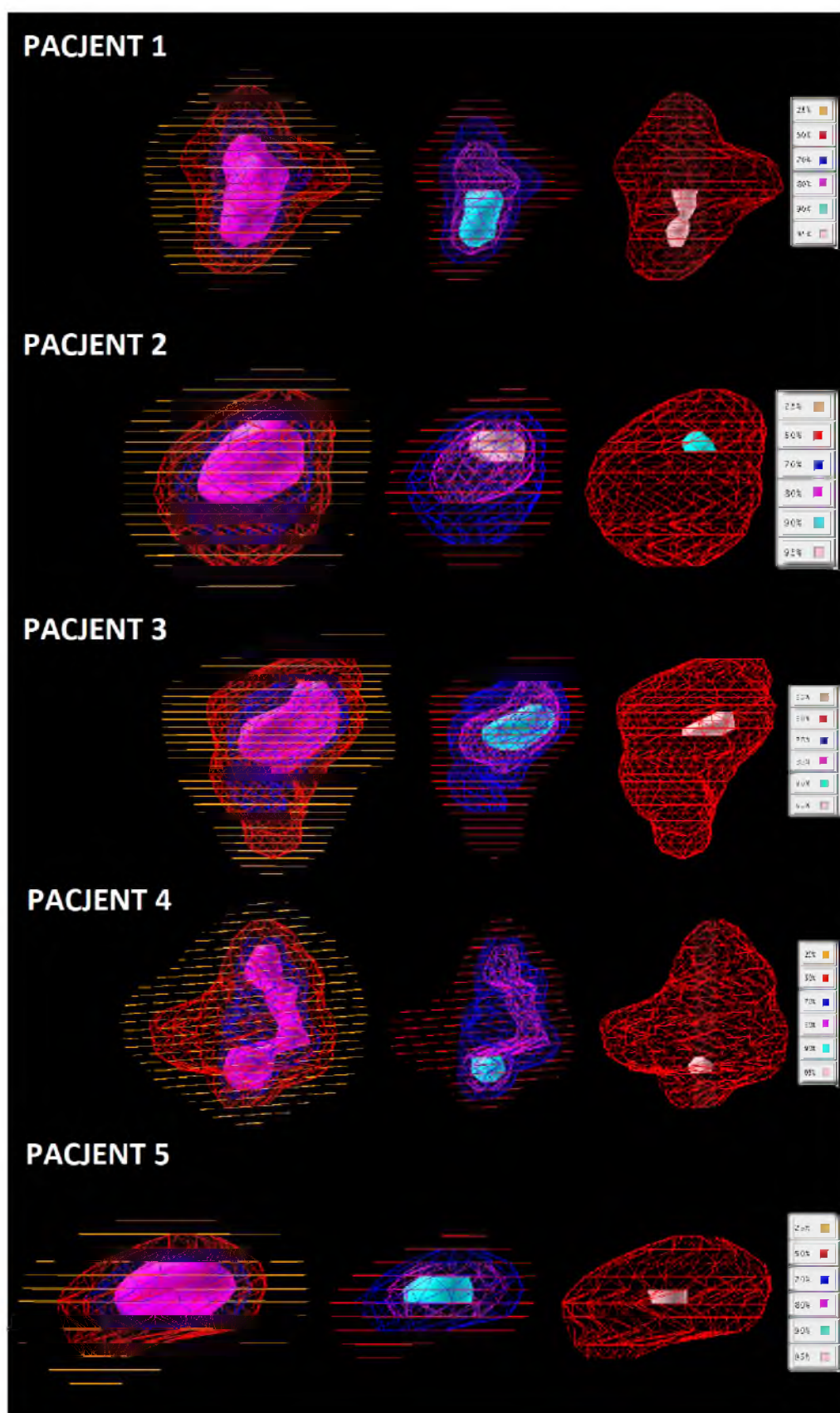
	Pacjent 1	Pacjent 2	Pacjent 3	Pacjent 4	Pacjent 5
Ref 25_1	-1,7%	2,9%	1,7%	0,0%	-1,9%
Ref 25_2	0,0%	2,9%	-1,7%	0,0%	0,0%
Ref 50_1	-0,8%	0,8%	-1,6%	0,0%	1,0%
Ref 50_2	-0,8%	0,7%	0,0%	0,0%	-1,0%
Ref 70_1	-0,6%	2,6%	-0,6%	0,6%	-2,1%
Ref 70_2	-0,6%	0,5%	0,0%	1,2%	0,0%
Ref 80_1	-1,0%	0,5%	-1,0%	0,5%	0,0%
Ref 80_2	-1,1%	1,3%	-0,5%	1,0%	0,7%
Ref 90_1	-1,4%	2,4%	0,0%	0,9%	0,0%
Ref 90_2	-1,4%	1,7%	0,0%	0,5%	0,0%
Ref 95_1	-1,3%	2,7%	-0,4%	0,0%	0,0%
Ref 95_2	-1,3%	1,5%	6,0%	2,9%	-0,5%

Tabela 17.13. Zestawienie różnic dawek otrzymanych poprzez kalkulację programem MuCheck w wyznaczonych punktach referencyjnych.

Dodatkowo w systemie Gamma Plan obrysowano izodozy 25%, 50%, 70%, 80%, 90% i 95%. Objętości wybranych izodoz zestawiano w Tabeli 17.14, natomiast Rysunek 17.29 przedstawia trójwymiarowe rekonstrukcje analizowanych izodoz.

	$V_{IZO25\%}$ [mm ³]	$V_{IZO50\%}$ [mm ³]	$V_{IZO70\%}$ [mm ³]	$V_{IZO80\%}$ [mm ³]	$V_{IZO90\%}$ [mm ³]	$V_{IZO95\%}$ [mm ³]
Pacjent 1	2310	755,2	242,4	103,1	4,4	7,6
Pacjent 2	1540	583,5	266,9	90,8	11	2,2
Pacjent 3	3390	1140	358,4	131,7	32,4	6,6
Pacjent 4	3540	1240	426,9	93,7	9,5	2,2
Pacjent 5	452,9	151,5	60,4	26,9	5,7	1,1

Tabela 17.14. Objętości wybranych izodoz dla wszystkich analizowanych planów leczenia.



Rysunek 17.29. Trójwymiarowe modele izodoz analizowanych planów leczenia wykonane za pomocą oprogramowania Gamma Plan.

18 DYSKUSJA

Radioterapia stereotaktyczna, jest nowoczesną, bardzo dynamiczną metodą leczenia patologicznych zmian w obrębie ciała pacjenta. Charakteryzuje się tym, że podawana jest wysoka dawka promieniowania w jednej lub kilku frakcjach. Na rozwój tej techniki leczenia duży wpływ wywiera szybki rozwój techniki, miniaturyzacji i robotyzacji stosowanej aparatury. Na świecie istnieje kilka metod radioterapii stereotaktycznej: terapia wiązkami protonowymi (wykorzystująca ciężkie cząstki naładowane elektrycznie), akceleratory liniowe LINAC (wykorzystujące promieniowanie rtg o dużej energii, dostępna z wykorzystaniem akceleratorów z listkami MLC lub aparatu Cyber Knife) oraz nóż gamma (wykorzystujący zogniskowane promieniowanie pochodzące ze 192 źródeł kobaltu Co-60, aparat Gamma Knife firmy Elekta).

Urządzenie do radiochirurgii stereotaktycznej Leksell Gamma Knife Perfexion charakteryzuje się odmienną budową w stosunku do aparatów stosowanych w radioterapii stereotaktycznej. Wykorzystując źródła promieniotwórcze ze stałymi kolimatorami oraz system pozycjonowania pacjenta z ramą stereotaktyczną uzyskuje się precyzę leczenia na poziomie $<0,05$ mm [1, 19]. Dodatkowo Rojas-Villabona [20] przeprowadził badania polegające na wykonaniu dwóch badań tomograficznych (zaraz po założeniu ramy, oraz tuż przed jej ściągnięciem już po wykonanym leczeniu) sprawdzających stabilność założenia ramy w ciągu całego dnia terapeutycznego. Określa ją na poziomie nieprzekraczającym 1 mm, jednakże wartość ta zawiera również niepewność metody pomiarowej.

Kolejnym aspektem wpływającym na dokładność leczenia jest metoda definiowania obszaru głowy, a co zarazem idzie objętości tarczowej i objętości narządów krytycznych, w przestrzeni stereotaktycznej aparatu. Oprogramowanie GammaPlan 10.1, które było stosowane do przeprowadzenia eksperymentu pozwala dwójako definiować obszar głowy: za pomocą przyrządu Skull Scaling Instrument oraz na podstawie obrazów tomograficznych. Druga metoda jest dokładniejsza i pozwala na unikanie pomyłek przy wpisywaniu zmierzonych wartości. Analizując dane literaturowe na ten temat, zauważa się, że różnica w czasie terapii, a co za tym idzie z podawana dawka terapeutyczna, pomiędzy tymi dwoma sposobami definicji waha się w granicy 2%. Jak podaje Rojas-Villabona A. [20] różnica ta wynosi 1,5 %, Xu A. [22] mniej niż 2,5%. Wyniki te są porównywalne z podobnymi pracami [23, 24, 39].

W teleradioterapii ważnym elementem jest weryfikacja przygotowanych planów leczenia. Międzynarodowa Komisja (ICRU, International Commission on Radiation Units & Measurements)

w swoim raporcie 91 [75] porusza kwestie związane z kontrolą jakości i standaryzacją metod radiochirurgii. Metoda stosująca źródła kobaltu w urządzeniu Leksell Gamma Knife Perfexion wymaga dalszego pogłębiania tego problemu. Z tym związany jest cel niniejszej pracy. Autor podjął próbę weryfikacji przygotowywanych planów leczenia w oparciu o metody eksperymentalny fizyki jądrowej stosowane powszechnie we współczesnej dozymetrii onkologicznej.

W pierwszym etapie przeprowadzonych badań przygotowano środowisko pracy. Do pomiarów wybrano dwie metody dozymetryczne stosujące detektory termoluminescencyjne oraz filmy dozymetryczne. Zdecydowano się również na przeliczenie planów dostępnym na rynku komercyjnym kalkulatorem dawki firmy Data Oncology System. Zdecydowano się na wykorzystanie dwóch oryginalnych fantomów dostarczanych z aparaturą (Film Holder, Spherical Fantom - warto zauważyć, że według Novotny [40] gęstość fantomu wynosi $1,066 \text{ g/cm}^3$) oraz autorski zaprojektowany i wykonany fantom antropomorficzny (polistyrenowy anatomiczny model czaszki, żel agarowy i guma kauczukowa).

Kolejnym etapem eksperymentu było przeprowadzenie dokładnej kalibracji detektorów promieniowania jonizującego. Jak podaje Waligórski M. [46] oraz Konstanty E. [75] rzetelnie przeprowadzona kalibracja detektorów TL pozwala na pomiary ze zróżnicowaniem czułości detektorów do rzędu 1 – 2 %. W przypadku stosowania filmów dozymetrycznych najlepsza metoda kalibracji polega na skanowaniu filmów metodą wielokanałową, a następnie porównywaniu pomiarów gęstości optycznych dla kanału czerwonego i niebieskiego. Dokładną analizę tego problemu przedstawia Micke A. [8], Cusumaano D. [30], Van Hoff SJ[33], Devic S.[55].

Detektory termoluminescencyjne:

FANTOM 1 – sprawdzenie powtarzalności odpowiedzi detektorów w przygotowanym środowisku pracy:

Detektory TL zostały napromienione w autorskim fantomie antropomorficznym a następnie odczytane zgodnie z przyjętym schematem pomiarowym. Analizując wykres rozrzutu odpowiedzi detektora na zadaną dawkę, można zauważyć, że zakres zmienności wartości dawek waha się w zakresie +6%, -5%.

Dokonując dalszych porównań można zaobserwować, że otrzymane wyniki: średnie dawki wyznaczone metodą pomiarową ($1,16 \pm 0,21$, $1,00 \pm 0,19$, $1,20 \pm 0,19$, $1,33 \pm 0,23$, pozycja 1-4, kolejno) i z planu leczenia ($1,18 \pm 0,19$, $0,98 \pm 0,18$, $1,20 \pm 0,18$, $1,31 \pm 0,21$, pozycja 1-4, odpowiednio), są ze sobą zbieżne dla wszystkich czterech badanych punktów pomiarowych – pokrywają się w zakresie

wyznaczonych błędów pomiarowych. Wyniki testów statystycznych potwierdzają, że między porównywanymi wartościami pochodzącymi z pomiarów detektorami TL i odczytanymi z systemu planowania leczenia nie występują różnice istotne statystycznie (dla wszystkich zmiennych wynik testu χ^2 wynosił ok. 0,02). Weryfikacja wykazała więc, że nie występują żadne znaczące różnice pomiędzy dawkami zmierzonymi, a obliczonymi przez system planowania leczenia dla noża gamma.

FANTOM 2 - sprawdzenie dokładności wyliczenia gradientu dawki detektorami

Fantom ten pozwolił na sprawdzenie dokładności wyliczania dawek objętościowych przy dużych gradientach za pomocą detektorów TL. Zastosowano dwa niezależne, dostępne w systemie planowania leczenia algorytmy dawki: TMR10 i Convolution. Analizę zaczęto od sprawdzenia rozrzutu odpowiedzi detektorów na zadaną dawkę. Otrzymano wyniki $\pm 5\%$ dla obu przebadanych algorytmów dawki.

Następnie porównano wartości średnich dawek zmierzonych (1,82 \pm 0,45 Gy, 1,64 \pm 0,36 Gy, 1,49 \pm 0,26 Gy, 1,33 \pm 0,19 Gy, 1,22 \pm 0,13 Gy, kolejno położenie 1-5 w pomiarach dla algorytmu TMR10 oraz 1,79 \pm 0,49 Gy, 1,63 \pm 0,40 Gy, 1,43 \pm 0,29 Gy, 1,32 \pm 0,20 Gy, 1,20 \pm 0,16 Gy, kolejno położenie 1-5, w pomiarach dla algorytmu Convolution) i wyznaczonych z planu leczenia (1,82 \pm 0,42 Gy, 1,64 \pm 0,32 Gy, 1,49 \pm 0,23 Gy, 1,34 \pm 0,17 Gy, 1,20 \pm 0,09 Gy, kolejno położenie 1-5, algorytm TMR10 oraz 1,82 \pm 0,45 Gy, 1,64 \pm 0,35 Gy, 1,46 \pm 0,23 Gy, 1,33 \pm 0,18 Gy, 1,22 \pm 0,11 Gy, kolejno położenie 1-5, algorytm Convolution). Wyniki są ze sobą zbieżne i pokrywają się w zakresie błędów pomiarowych, przeprowadzając analizę statystyczną nie wykazano różnic mogących mieć znaczenie statystyczne (wynik testów χ^2 wynosił ok. 0,02). Rozważania przyniosły takie same rezultaty niezależnie od zastosowanego rodzaju kalkulacji dawki.

Wykreślono również zależności dawki pochłoniętej w funkcji odległości od powierzchni guza. Dla czterech badanych przypadków (pomiar i plan dla algorytmu TMR10 oraz pomiar i plan dla algorytmu Convolution). Do otrzymanych punktów (dawek) dopasowano krzywą metodą najmniejszych kwadratów oraz wyznaczono współczynnik korelacji R^2 . Otrzymano wyniki $R^2 = 0,9916; 0,9986$ dla pomiaru i planu w obliczeniach algorytmem TMR10 oraz $R^2 = 0,9811; 0,9857$ dla pomiaru i planu w kalkulacjach algorytmem Convolution. Można zatem przyjąć, że w badanym obszarze gradientu dawki, obejmującym zakres 5 mm, dawka pochłonięta spada zgodnie z zależnością liniową.

W kolejnym kroku porównano różnice pomiędzy algorytmami. Osobno dokonano analizy dla pomiarów termoluminescencyjnych, a osobno odczytane z planu leczenia. Porównując średnie wartości dawki pochłoniętej oraz wyniki analizy przeprowadzonego testu statystycznego można wywnioskować, że pomiędzy algorytmami nie występują istotne różnice. Dodatkowo wyznaczono stosunek dawki obliczonej algorytmem TMR10 do Convolution ($\frac{D_{TMR10}}{D_{Convolution}}$). Dla danych pomiarowych otrzymano wynik zawsze większy od jedności (1,010; 1,003; 1,044; 1,001; 1,007; kolejno dla położenia 1-5), natomiast dla dawek odczytanych z planu leczenia wartości oscylują wokół jedynki (0,998; 0,995; 1,025; 1,010; 0,989). Nie uzyskano, żadnej korelacji pomiędzy algorytmami. Otrzymane wyniki nie pokrywają się z pracą Rojas-Villabona [20], gdzie wykazano, że czas terapii średnio wzrasta o 7,4% przy zastosowaniu algorytmu Convolution. Różnica ta może wynikać z występowania artefaktów pochodzących od elementów ramy stereotaktycznej (największy wpływ mają śruby mocujące ramę do okostnej) w badaniu tomograficznym w przypadku zastosowań klinicznych. Badania polegające na porównaniu planów zastosowanych klinicznie – podczas TK wykazały artefakty. Natomiast podczas prowadzonych badań, przy stosowaniu fantomu wykonanego przez autora, artefakty nie występowały.

Podsumowując, detektorami termoluminescencyjnymi można z wysoką precyzją mierzyć dawki znajdujące się w polu wysokich gradientów promieniowania. Należy jednak pamiętać, że w wyniku pomiarów otrzymujemy dawkę w pewnej objętości, a nie dawkę punktową. Przeprowadzona weryfikacja planów leczenia nie wykazała znaczących rozbieżności pomiędzy dawkami zmierzonymi i wyliczonymi dwoma niezależnymi algorytmami systemu planowania leczenia. Zaobserwowane rozbieżności nie wykraczają poza obręb błędu pomiarowego i niepewności obliczeniowych.

FANTOM SPHERICAL PHANTOM – pomiar dawki w wybranej płaszczyźnie

Wykonano pomiary dla dwóch płaszczyzn, aksjalnej i czołowej, wybranych planów leczenia zastosowanych klinicznie u pięciu pacjentów. Pomiar wykonano matrycą 20 detektorów termoluminescencyjnych. W płaszczyźnie XZ (czołowej) wartości dawek pochłoniętych pomiędzy pomiarem a planem średnio różniły się o 0% dla Pacjenta 1, 8% - Pacjenta 2, 0% - Pacjenta 3, 1% - Pacjenta 4 i 2% - Pacjenta 5, natomiast maksymalnie odpowiednio o 6%, 20%, 6%, 5%, 12%. Natomiast w płaszczyźnie XY (aksjalnej) różnice prezentują się następująco: wartości średnie 1% - Pacjent 1, 8% - Pacjent 2, 2% - Pacjent 3, 0% - Pacjent 4, 1% - Pacjent 5; wartości maksymalne

odpowiednio 6%, 20%, 7%, 6%,5%. Zaobserwowano, że wartości maksymalne występują w pozycjach na rogach matrycy, w miejscach gdzie niepewność związana z ułożeniem fantomu jest największa. Analizując otrzymane wyniki zaobserwowano, że różnice pomiędzy wartościami średnimi dawek pochłoniętych z pomiarów i analogicznymi wartościami odczytanymi z planu są niewielkie i mieszczą się w granicy błędu statystycznego. Wykreślone trójwymiarowe mapy dawki pochłoniętej w płaszczyźnie są zgodne z danymi zadanymi podczas przygotowywania terapii w systemie planowania leczenia.

Pomiar dawki pochłoniętej podczas badania tomograficznego

Ważnym aspektem leczenia wykorzystującego promieniowanie jonizujące jest dawka pochłonięta, jaką otrzymuje pacjent podczas badań związanych z diagnostyką i planowaniem leczenia. Mimo, iż dawka z pojedynczego badania jest niewielka w porównaniu z dawkami terapeutycznymi stosowanymi w radiochirurgii nie można zapomnieć o niej i wykonywać badania tomograficzne z jak największą pieczołowitością (jak najmniejsze obciążenie dla pacjenta przy otrzymaniu wystarczającej informacji z danych obrazowych).

Porównano dawkę wyznaczaną przez system tomografu komputerowego (według wytycznych protokołu ICRP87 [77]) z dawką obliczoną z pomiarów detektorami TL. Dawkę przeliczono na objętość jednego detektora, tj. 28,27 mm³. Otrzymano następujące wartości: $D_{TK} = 0,0089 \pm 0,0032$ mGy, $D_{TLD} = 0,0096 \pm 0,0023$ mGy. Zaobserwowano, że wyniki mieszczą się w granicach błędu pomiarowego. Warto zauważyć, że wyznaczone błędy są stosunkowo duże w porównaniu do wartości wyznaczonych dawek i wynoszą 36% dla obliczeń z systemu i 25% dla pomiarów detektorami. Należy jednak uwzględnić jednostkę otrzymanych wyników – wartości są bardzo małe.

Filmy dozymetryczne:

Kolejnym etapem eksperymentu były pomiary wykorzystujące filmy dozymetryczne EBT2 wraz z dedykowanym oprogramowaniem FilmQA Pro 2016.

Pomiar dawki w płaszczyźnie XY

Wykorzystując Spherical Phantom napromieniono błony zgodnie z planami leczenia przygotowanymi jak w przypadku pomiaru dawki w wybranej płaszczyźnie detektorami TL.

Wybrano tylko jedną płaszczyznę XY i otrzymane wyniki porównano z danymi z planu leczenia wykorzystując analizę Współczynnika γ . Do porównania przyjęto wartości 3% tolerancji, 3 mm przesunięcia i 15% próg odcięcia. Najpierw dokonano analizy wizualnej otrzymanych map współczynnika γ . Można zauważyć, że otrzymane wartości mieszczące się w 5% wartości odchyień dla wszystkich analizowanych przypadków. Dodatkowo, zaobserwowano, że dla trzech przypadków (Pacjent 2, Pacjent 3 i Pacjent 5) największe różnice występują poza obszarem targetu. W przypadku dwóch pozostałych analizowanych planów (Pacjent 1 i Pacjent 4) zaobserwowano wartości wynoszące 5% różnicy również w centralnych częściach obszarów napromienianych. Analizując wykres zależności Współczynnika γ od tolerancji można zauważyć, że wymóg 3% i 3 mm spełnia tylko jeden przypadek – Pacjent 2. Kolejny plan, Pacjent 5, mieści się w granicy tolerancji 4% (93,68% spełnia wymagane kryterium), natomiast trzy pozostałe osiągają 100% wartość zgodności dla 5% tolerancji (dla Pacjenta 1 81,41% punktów spełnia kryterium 3%/3mm; Pacjenta 3 – 90,10%, Pacjenta 4 – 91,96%). Dane te są zgodne ze wizualną oceną map przedstawionych na rysunku (Rysunek 18.3). Porównując do danych literaturowych osiągnięto nieznacznie gorsze dopasowanie Współczynnika γ [37, 30, 53]. Trzeba jednak zauważyć, że Jeong-Hoon [37] dokonywał analizy dla pojedynczego strzału a nie, tak jak w przypadku niniejszej pracy, złożonego planu leczenia.

Wielowarstwowy pomiar dawki w płaszczyźnie XY

Analizując otrzymane bryły, można zauważyć, że między rozważanymi modelami z systemu planowania leczenia i wygenerowanymi poprzez wielopłaszczyznowy pomiar filmami dozymetrycznymi występują różnice. Bryły otrzymane z pomiarów mają postrzępione powierzchnie oraz wydają się mniej rozłożyste. Największe różnice występują dla izodozy 60 cGy oraz izodozy 200 cGy.

Dla Pacjenta 1 największe różnice występują dla izodozy 200 cGy, która jest większa dla generowanego modelu o ok. 25%. Szczególnie jest rozbudowana jej dolna część. Dla izodozy 120cGy po prawej stronie występuje artefakt – nieprawidłowe wcięcie w powierzchni, tzw. ząb, natomiast lewa strona jest poszarpana na całej długości. Powierzchnia 88,7 cGy zbudowana jest z samych nieregularności – występuje tu wiele nieprawidłowych zębów, tak jak izodoza 60 cGy. W przypadku Pacjenta 2 główną różnicą jest inny kształt izodozy 60 cGy. Można zauważyć występowanie trzech nadmiarowych obszarów: u góry objętości bryły oraz w dolnej części po prawej i lewej stronie. Dla Pacjenta 3 powierzchnia przedstawiająca dawkę 200 cGy ma inny kształt

w górnej części, jest tam za szeroka w porównaniu do modelu wygenerowanego z systemu planowania leczenia. Izodoza 120 i 88,7 cGy wyglądają zaś na węższe. Najmniej dopasowana jest powierzchnia 60cGy, która w środkowej części jest zdecydowanie szersza i mocno poszarpana. Podobny wynik uzyskano dla Pacjenta 4. Z kolei model wygenerowany dla Pacjenta 5 ma zdecydowanie za dużą izodozę 200 cGy, której wielkość jest 7 razy wyższa niż z danych otrzymanych z planowania. Kształt powierzchni 88,7 oraz 120 cGy jest mniej więcej zachowany i porównać go można do ziarna fasoli. Natomiast izodoza 60 cGy jest zupełnie niedopasowana, kształt nie został zachowany i w górnej prawej części występuje artefakt – powierzchnia jest za duża.

Zaobserwowane różnice, powtarzające się w każdym przebadanym przypadku pokazują, że metoda odtwarzania wybranych objętości wymaga dopracowania. Po pierwsze film dozymetryczny podczas przygotowywania pomiarów został pocięty na kawałki niewiele większe niż przewidywany przebieg izodozy 25% (60 cGy). Eksperyment został przeprowadzony na fantomie Spherical Fantom z płytką zastąpioną żelem agarowym z umieszczonym w centralnej części stosiem klisz. Powoduje to występowanie wielu granic między powierzchniami, które mogą zaburzać pomiar. Żel agarowy dodatkowo może wprowadzić wilgoć pomiędzy błony. Następnie skanowanie prostokątnych klisz o niewielkiej powierzchni z zachowaniem ułożenia dokładnie w tym samym miejscu na płaszczyźnie skanera może być źródłem przesunięć pomiędzy warstwami.

Po dopracowaniu metody, z uwzględnieniem szczególnie dokładności skanowania oraz zastosowania większych kawałków filmu dozymetrycznego w stosie klisz poddawanych napromienieniu, będzie można podjąć próbę ilościowego porównania modeli 3D pochodzących z eksperymentu z bryłami generowanymi przez system planowania leczenia.

Weryfikacja planów kalkulatorem dawki MuCheck

Ostatnim etapem poddanym analizie była weryfikacja planów komercyjnym programem, firmy Data Oncology System, do przeliczania dawek w radioterapii MuCheck. Przeliczono 12 punktów referencyjnych wybranych z obszaru leczenia i najbliższej położonych tkanek. Zgodnie z ogólnie przyjętymi standardami w radioterapii założono 3% dopuszczalną różnicę pomiędzy dawką z planu a dawką wyliczoną w procesie weryfikacyjnym. Wszystkie przebadane punkty spełniły kryterium weryfikacyjne. Średni błąd wynosił 1% dla Pacjenta 1, 1,7% - Pacjenta 2, 0,2% - Pacjenta 3, 0,6% - Pacjenta 4 i 0,3% - Pacjenta 5. Największy błąd wynosił 2,9% i zaobserwowano go w przypadku Pacjenta 2 w obu punktach referencyjnych dla izodozy 25% i Pacjenta 4 dla

izodozy 95%. Otrzymane wyniki wskazują na to, że plany leczenia przygotowywane są dokładnie i nie wykazują odstępstw przy wykonaniu niezależnych obliczeń. Jest to ważne, ponieważ w chwili obecnej, dla leczenia radiochirurgicznego z użyciem aparatu Gamma Knife jest to podstawowa metoda weryfikacyjna.

19 WNIOSKI

Celem niniejszej pracy była weryfikacja planów leczenia dla terapii aparatem Leksell Gamma Knife Perfection za pomocą metod eksperymentalnych fizyki jądrowej stosowanych powszechnie w dozymetrii klinicznej. Procedura terapeutyczna z zastosowaniem Gamma Knife jest terapią jednego dnia, dlatego poszukiwana jest łatwa w codziennym użyciu i szybka procedura weryfikacyjna. Przebadano dwie metody pomiarowe: dozymetrię termoluminescencyjną oraz filmy dozymetryczne. Dodatkowo przeanalizowano plany leczenia jedynym dostępnym na rynku komercyjnym oprogramowaniem - kalkulatorem dawki MuCheck.

Analiza metody wykorzystującej dozymetrię termoluminescencyjną pokazała, że:

- wymaga wykonania pracochłonnej kalibracji detektorów – wyznaczenia Indywidualnych Współczynników Kalibracji,
- powtarzalność pomiarów wykonywanych na fantomie wynosi +6%, -5%,
- w przypadku pomiarów w polach o wysokim gradiencie dawka pochłonięta w objętości materiału luminescencyjnego pokrywa się z dawką zadaną w planie leczenia z dokładnością $\pm 5\%$,
- przy stosowanych fantomach nie wykazano różnic pomiędzy algorytmami dawki TMR10 i Convolution. Najprawdopodobniej jest to spowodowane brakiem artefaktów w badaniach tomograficznych oraz podobnymi wartościami jednostek Hunsfielda dla stosowanych materiałów użytych w fantomach,
- można je zastosować do wykreślania map dawki pochłoniętej w zadanej płaszczyźnie. Należy jednak pamiętać, że wyniki pokazują wartości uśrednione z całej objętości detektora więc rozdzielczość pomiarów na płaszczyźnie jest niewielka,
- wykonanie pomiarów, oraz odczytanie wyników zajmuje ok. 4-5 godzin.

Czas potrzebny na analizę danych pomiarowych nie pozwala na zastosowanie termoluminescencji do codziennej analizy przygotowanych planów leczenia przed zastosowaniem ich w terapii, mimo że czułość i dokładność metody termoluminescencyjnej jest bardzo dobra.

Analiza metody wykorzystującej filmy dozymetryczne pokazała, że:

- wymaga prostej kalibracji każdorazowo dla nowego opakowania filmów,
- klisze dozymetryczne wykonują pomiar w sposób ciągły, dlatego z dużą łatwością można wyznaczyć istotne dla użytkownika izodozy

- pomiary są proste dla użytkownika, a dostępne na rynku komercyjne oprogramowanie pozwala na szybką interpretację wyników po wykonaniu skanu napromienionych błon,
- pozwala na wykonanie analizy Współczynnika γ – jednej z podstawowych metod oceny zgodności planów leczenia z pomiarami. Dla przeprowadzonych analiz otrzymano zgodność wynoszącą 81,41%, 100%, 90,10%, 91,96%, 93,68% kolejno dla planu Pacjenta 1 – Pacjent 5, przy założonym kryterium 3%/3 mm
- największym jej ograniczeniem jest czas potrzebny na przeprowadzenie kompletnej analizy. Związany on jest z właściwościami klisz do samowywoływania i wynosi 24 godziny (tyle należy odczekać. pomiędzy napromienieniem błony a jej zeskanowaniem oraz odczytaniem dawki pochłoniętej)
- filmy można zastosować do trójwymiarowej rekonstrukcji wybranych izodoz terapeutycznych (a co za tym idzie objętości guza). procedura ta wymaga jednak dalszej analizy i dopracowania metodyki wykonywania pomiarów w celu zwiększenia dokładności,

Podsumowując - wyniki otrzymane podczas prowadzonych badań pozwalają wnioskować, że dozymetria filmowa jest dobrą metodą do weryfikacji w przypadku terapii metodą Gamma Knife. Charakteryzuje się dobrą precyzją. Niestety podobnie jak w przypadku termoluminescencji całkowity czas potrzebny na analizę dawki pochłoniętej nie pozwala na stosowanie jej w codziennej weryfikacji planów terapeutycznych.

Analiza metody wykorzystującej oprogramowanie, kalkulator dawki MuCheck, pokazała, że:

- nie jest wymagana kalibracja, przed pierwszym użyciem należy tylko wpisać model posiadanego aparatu, dawkę kalibracyjną źródeł, oraz współczynniki podane dla każdego kolimatora,
- można dowolnie wyznaczać punkty kalibracyjne, w istotnych dla użytkownika miejscach na planie, np. na izodozach terapeutycznych czy strukturach krytycznych,
- przeliczane są dane dotyczące kształtu czaszki, czasu terapii jak i zadanej dawki,
- otrzymanie wyników zajmuje ok. 10 minut

Metoda ta jest prosta w użyciu. Nie wymaga stosowania dodatkowych fantomów oraz sprzętów. Można ją stosować do codziennej weryfikacji planów leczenia przed rozpoczęciem sesji terapeutycznej.

Przebadane przez autora dwie metody pomiarowe stosowane we współczesnej dozymetrii klinicznej pokazały, że charakteryzują się wysoką czułością i dokładnością doskonale nadają się do

weryfikacji planów leczenia. Detektory termoluminescencyjne pozwalają na wyznaczenie dawki średniej ze swojej objętości, która może być porównywana z dawkami odczytywanymi z systemu planowania leczenia. Natomiast wykorzystując filmy dozymetryczne można dokonać porównania za pomocą map Współczynnika γ , podstawowej metody stosowanej w dozymetrii klinicznej. Niewątpliwą wadą zastosowanych metod jest zbyt długi czas niezbędny do otrzymania wyników weryfikacji. To uniemożliwia przeprowadzenie pomiarów weryfikacyjnych pomiędzy wykonaniem planu leczenia a rozpoczęciem leczenia. Można je natomiast stosować podczas wyrównawczej analizy planów leczenia np. podczas wewnętrznych audytów klinicznych. Uzyskana zgodność pomiarowa pozwala na wykorzystywanie oryginalnego fantomu dołączanego do aparatu Gamma Knife – Spherical Phantom. Natomiast do codziennej weryfikacji planów leczenia wystarczy przeliczanie dawki dodatkowym algorytmem obliczeniowym np. komercyjnym oprogramowaniem MuCheck.

W ogólności otrzymane wyniki wskazują na to, że plany leczenia obliczone dwoma niezależnymi algorytmami przygotowywane są dokładnie i nie wykazują większych odstępstw od wartości eksperymentalnych zmierzonych detektorami TL. Większe różnice zaobserwowano jedynie między rozważanymi modelami z systemu planowania leczenia i wygenerowanymi poprzez wielopłaszczyznowy pomiar filmami dozymetrycznymi. Jednak eksperyment ten został przeprowadzony za pomocą fantomu Spherical Phantom z płytką zastąpioną żelem agarowym z umieszczonym w centralnej części stosem klisz. Taki układ powoduje występowanie wielu granic między powierzchniami, które mogą zaburzać pomiar. Zaobserwowano, że żel agarowy może wprowadzić wilgoć pomiędzy błony. Co więcej skanowanie prostokątnych klisz o niewielkiej powierzchni z zachowaniem ułożenia dokładnie w tym samym miejscu na płaszczyźnie skanera może być źródłem przesunięć pomiędzy warstwami.

20 STRESZCZENIE

Radiochirurgia stereotaktyczna to nowoczesna metoda leczenia patologicznych zmian w obrębie głowy pacjenta polegająca na podawaniu wysokiej dawki promieniowania jonizującego w jednej frakcji do objętości tarczowej. Urządzeniem stosowanym w tego rodzaju terapii jest Leksell Gamma Knife Perfexion, które wykorzystuje 192 promieniotwórcze źródła kobaltu Co-60 ze stałymi kolimatorami. Pozwala to na osiągnięcie precyzji leczenia na poziomie $<0,05$ mm.

Celem niniejszej pracy była weryfikacja planów leczenia dla terapii aparatem Leksell Gamma Knife Perfection za pomocą metod eksperymentalnych fizyki jądrowej stosowanych powszechnie w dozymetrii klinicznej. Zastosowano dwie metody pomiarowe: dozymetrię termoluminescencyjną oraz filmy dozymetryczne. Dodatkowo zdecydowano się na przeliczenie planów dostępnym na rynku komercyjnym kalkulatorem dawki o nazwie MuCheck firmy Data Oncology System. Weryfikacji poddano dwa dostępne w systemie planowania leczenia algorytmy dawki: TMR10 i Convolution. Zdecydowano się na wykorzystanie dwóch oryginalnych fantomów dostarczanych z aparaturą: Film Holder, Spherical Phantom oraz autorski zaprojektowany i wykonany fantom antropomorficzny. Dodatkowo wykonano pomiar dawki pochłoniętej podczas badania tomograficznego stosując metodę detektorów TL.

Przeprowadzona weryfikacja planów leczenia nie wykazała znaczących rozbieżności pomiędzy dawkami zmierzonymi i wyliczonymi dwoma niezależnymi algorytmami systemu planowania leczenia. Zaobserwowane rozbieżności nie wykraczają poza obręb sumy błędu pomiarowego i niepewności obliczeniowej.

Niewątpliwą wadą zastosowanych metod jest zbyt długi czas niezbędny do otrzymania wyników weryfikacji. To uniemożliwia przeprowadzenie pomiarów weryfikacyjnych pomiędzy wykonaniem planu leczenia a rozpoczęciem leczenia. Można je natomiast stosować podczas wrywkowej analizy planów leczenia np. podczas wewnętrznych audytów klinicznych. Natomiast do codziennej weryfikacji planów leczenia wystarczy przeliczanie dawki dodatkowym algorytmem obliczeniowym MuCheck.

21 ABSTRACT

The stereotactic radiosurgery is a modern method of treatment of pathological changes in the head region of a patient, based on a high radiation dose delivered to a target volume during one fraction. The device used in this type of therapy is the Leksell Gamma Knife Perfexion which has 192 sources of Co-60 with the solid collimators. It makes it possible to reach a precision better than 0.05mm.

The purpose of this work was verification of the treatment plans for the therapy by means of the Leksell Gamma Knife Perfexion device, using the nuclear physics experimental methods. Two measuring methods were applied i.e. thermoluminescence dosimetry and the method basing on the dosimetry films. These methods are widely applied in the clinical dosimetry.

Additionally the treatment plans were analyzed with the use of the commercial software MuCheck called the dose calculator by Data Oncology System. Two dose algorithms: TMR10 and Convolution available to the treatment planning system were verified. Two original phantoms: the Film Holder Spherical phantom and the author's modified anthropomorphic phantom provided with the apparatus were applied. Additionally the absorbed dose measurement was performed during the computed tomography study, using the TLD method.

The performed verification of plans indicated that there were not any significant discrepancies between the measured doses and the ones calculated by means of two independent algorithms of the treatment planning system. The observed differences do not exceed a sum of an experimental error and a calculation uncertainty.

The main disadvantage of the used methods is relatively long time of the measurements. It does not make it possible to apply these experimental methods between the prepare of the treatment plan and the start of the treatment. However they can be used for a spot checks of the treatment plans, for example, during internal clinical audits. The recalculation of doses by means of the MuCheck calculating algorithm is enough for verification of the treatment plans for everyday use.

22 BIBLIOGRAFIA:

- [1] Instrukcja obsługi Systemu Leksell Gamma Knife Perfexion;
- [2] Physics Applicable to Leksell Gamma Knife Perfexion;
- [3] Radiosurgery of the head and Neck with the world's first Fully robotized 192 ^{Ir} Cobalt-60 source Leksell Gamma Knife Perfexion In clinical use;
- [4] Table of Isotopes† by Richard B. Firestone Virginia S. Shirley Editor S.Y. Frank Chu CD-ROM Editor Coral M. Baglin and Jean Zipkin Assistant Editors CD ROM Edition Version 1.0 March, 1996;
- [5] Leksell Gamma Plan, Podręcznik użytkownika w wersji elektronicznej, Nr art. 1023338, rev 01., 2011-10;
- [6] Mayneord W. V.; The significance of the roentgen; Acta of the International Union Against Cancer, vol. 2, 1937, 271;
- [7] Gafchromic EBT2, Scan Handling Guide, instrukcja obsługi, P/N AM0175, rev 1;
- [8] Micke A., Lewis D. F., Yu X., Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction, Med. Phys. Vol. 38, no 5, May 2011, 2523-2534;
- [9] Patient Dosimetry for X rays used In medical imaging, Journal of the ICRU, Vol. 5, no 2, 2005 report 74;
- [10] Size-Specific Dose Estimates (SSDE) In Pediatric and Adult Dose CT Examinations, Report of AAPM Task Group 204, ISBN: 978-1-936366-08-8;
- [11] Jednostki dawek stosowanych w tomografii komputerowej – teoria i praktyka, Milicewicz-Mika I. , Kopeć R.; IFJ PAN w Krakowie; XVII Konferencja Inspektorów Ochrony Radiologicznej, Skorzęcin 11-14.06.2014;
- [12] Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 3rd ed, Lippincott Williams & Wilkins, 2003;
- [13] Niewiadomski T. Fluorek litu i jego zastosowanie w dozymetrii (promieniowania jonizującego). Warszawa: Ośrodek Informacji o Energii Jądrowej, 1968;

- [14] Instrukcja obsługi, Labolatoryjny czytnik/analizator materiałów termoluminescencyjnych, Pracownia Elektornicznej Aparatury Labolatoryjnej Mikrolab;
- [15] Stereotaxy for Leksell Gamma Knife Perfexion, Emma Wandell, Stockholm;
- [16] Leksell Stereotactic System, Instrukcja obsługi, numer artykułu 1009115, rev 0,3, 2010-05;
- [17] Dozymetria termoluminescencyjna, Akademia Górniczo – Hutnicza im. Staszica w Krakowie, Wydział Fizyki i informatyki Stosowanej, październik 2004;
- [18] Leksell Gamma Knife Perfexion – Application Introductory Traning, Calibration and Practical Physics, Elekta;
- [19] Bhatnagar J.P., Novotny J., Jr., Niranjan A., Kondziolka D., Flickinger J., Lunsford D., Huq S.; First year experience with newly developed Leksell Gamma Knife®Perfexion™; J Med Phys., Vol. 34, no 3, Jul-Sep 2009, 141–148;
- [20] Rojas-Villabona A., Kitchen N., Paddick I., Investigation of dosimetric differences between the TMR 10 and convolution algorithm for Gamma Knife stereotactic radiosurgery; Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 17, no 6, November 2016, 217-229;
- [21] Xu A., Bhatnagar J., Bednarz G., Niranjan A., Kondziolka D. Flickinger J. Lunsford L.D. Huq M. S., Gamma Knife radiorurgery with CT image-based dose calculation, J Appl Clin Med Phys., Vol. 16, no 5, November 2015, 119–129;
- [22] Nakazawa H., Komori M., Mori Y., et al. Effect of skull contours on dose calculations in Gamma Knife Perfexion stereotactic radiosurgery. J Appl Clin Med Phys., Vol. 15, no 2, 2014, 4603;
- [23] Wright G, Bownes P, Reiner B. A comparison of four skull models for independent dose calculations for Gamma Knife PERFEXION. Med Phys., Vol. 38, no 2, 2011, 884–90;
- [24] Xu AY, Bhatnagar J, Bednarz G, et al. Dose differences between the three dose calculation algorithms in Leksell GammaPlan. J Appl Clin Med Phys., Vol. 15, no 5, 2014, 4844;
- [25] Paddick I. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans, J Neurosurg (Suppl 3), Vol. 93, December 2000, 219–222;
- [26] Paddick i. A Simple dose gradient measurements tool to komplement the conformity index, J Neurosurg (Suppl), Vol. 105, December 2006, 194-201;

- [27] Efficient Protocols for Accurate Radiochromic Film Calibration and Dosimetry, April 2016, materiały informacyjne firmy Gafchromic produkującej filmy dozymetryczne, <http://www.gafchromic.com/documents/Efficient%20Protocols%20for%20Calibration%20and%20Dosimetry.pdf>, (14.11.2017);
- [28] Lweis D. Micke A., Yu X. Chan M., An Efficient Protocol for Rediochromic Film Dozimetry combining Calibration and Measurement In Single Scan, Medical Physics, Vol. 39, no 10, 6339;
- [29] Internetowy Podręcznik Programy FilmQA TM Pro User's Guide: <http://www.gafchromic.com/filmqa-software/filmqapro> (14.11.2017);
- [30] Cusumaano D., Fumagalli A. L., Ghielmetti F., Rossi L., Grossi G., Lanzarotti R., Fariselli L., de Martin E., Sum Signal dosimetry: A New approach for high dose quality assurances with Gafchromic EBT3, J Appl Clin Med Phys., Vol. 18, no 2, March 2017, 181-190;
- [31] Casanova Borca V, Pasquino M, Russo G, et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. J Appl Clin Med Phys., Vol. 14, 2013, 158–171;
- [32] Micke A, Lewis D, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. Med Phys., Vol. 35, 2011, 3078–3085;
- [33] Van Hoof SJ, Granton PV, Landry G, Podesta M, Verhaegen F. Evaluation of a novel triple-channel radiochromic film analysis procedure using EBT2. Phys Med Biol., Vol. 57, 2012, 4353–4368;
- [34] IAEA 2000. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, IAEA Technical Reports Series No. 398; 2006;
- [35] Cusumano D, Fumagalli ML, Marchetti M, Fariselli L. De Martin E 2015 Dosimetric verification of stereotactic radiosurgery/stereotactic radiotherapy dose distributions using Gafchromic EBT3. Med Dosim., Vol. 40, 2015, 226–231;
- [36] Shih-Ming Hsu, Yuan-Chun Lai, Chien-Chung Jeng, Chia-Ying Tseng, Dosimetric comparison of different treatment modalities for stereotactic radiotherapy, Radiat Oncol, Vol. 12,. 2017, 155;

- [37] Park JH1, Han JH, Kim CY, Oh CW, Lee DH, Suh TS, Gyu Kim D, Chung HT., Application of the gamma evaluation metod In Gamma Knife film dosimetry, Med Phys., Vol. 38, no 10, September 2011, 5778-87;
- [38] Torrens M., Chung C., Chung Hyun-Tai, Hanssens P., Jaffray D., Kemeny A., Larson D., Levivier M., Lindquist Ch., Lippitz B., Novotny J., Paddick I., Prasad D., Chung Ping Yu, Standardization of terminology in stereotactic radiosurgery: Report from the Standardization Committee of International Leksell Gamma Knife Society, J Neurosurg (Suppl 2), Vol. 121, December 2014, 2-15;
- [39] Berndt A., Beck J., Effect of skull shape aproximations in Gamma Knife dose calculations, Journal od Applied Clinical Medical Physics, Vol. 8, no 3, March 2007, 52-59;
- [40] Novotny J., Bhatnagar J. P., Chung Hyun-Tai, Johansson J., Bednarz G., Ma L., Huq S. M., Assessment fo variation in Elekta plastic spherical-calibration phantom and its impact on the Leksell Gamma Knife calibration, Medical Physics Vol. 37 , no. 9, September 2010, 5066-5071;
- [41] R. E. Drzymala, R. C. Wood, and J. Levy, "Calibration of the Gamma Knife using a new phantom following the AAPM TG51 and TG21 protocols," Med. Phys. Vol. 35, 514–521 (2008);
- [42] Budzanowski M., Ocena przydatności ultraczułych detektorów termoluminescencyjnych LiF: Mg, Cu, P(MCP-N) w dozymetrii promieniowania gamma w środowisku, rozprawa doktorska, Instytut Fizyki Jadrowej im. H. Niewodniczańskiego w Krakowie, maj 2001, Raport Nr 1875D;
- [43] User Manual FilmQA™ Pro, Ashland, Version 3.0.4864.35322, 30 July 2013;
- [44] Randall J.T., Wilkins M.H.F., Phosphorescence and Electron Traps. I. The Study of Trap Distributions. Proc. R. Soc. A, Vol. 184, 1945, 366-389;
- [45] Gamma Knife Check, User Manual, Version 9.0.0, Oncology Data Systems, Inc. All Rights Reserved, 2016;
- [46] Waligórski M., Bubula E., Lesiek J., Brylski E., Zastosowanie detektorów termoluminescencyjnych MTS-N do dozymetrii in vivo u chorych napromienianych wiązkami Co-60 i promieniowania X, Nowotwory 2000, tom 50, zeszyt 2, Luty 2000,123-127;

- [47] Pagonis V., Kitis G., Furetta C., Numerical and practical exercises in thermoluminescence, Springer, 2006;
- [48] Horowitz Y. et inn. Microdosimetric Response of Physical and Biological Systems to Low- and High-LET Radiations, Theory and Applications to Dosimetry, Elsevier, 2006, ISBN-13: 978-0-444-51643-5;
- [49] RA'04 Reader/Analyser TLD, Labolatoryjny czytnik/analizator materiałów termoluminescencyjnych, Pracownia Elektornicznej Aparatury Labolatoryjnej, Micro Lab, 2013;
- [50] Omanwar S. K., Koparkar K. A., Virk H. S., Recent Advances and Opportunities in TLD Materials: A Review, Defect and Diffusion Forum, Vol. 347, December 2013, 75-110;
- [51] Debelo N. G., Dejne F. B., Mal'nev V. N., Senbeta T., Mesfin B., Roro K., Effect of Retrapping on Thermoluminescence Peak Intensities of Small Amorphous Siicon Quantum Dots, Acta Physica Polonica A, Vol. 129, Febuary 2016, 362-366;
- [52] Fujio Araki, Tohru Ikegami, Tatsuyo Ishidoya, Hideo D. Kubo, Measurements of Gamma Knife helmet output factors using a radiophotoluminescent glass rod dosimeter and diode detector, Medical Physics, Vol. 30, no 8, August 2003, 1976-1981;
- [53] Somigliana A., Cattaneo G. M., Fiorino C., Borelli S., Vecchio A., Zonca G., Pignoli E., Loi G., Calandrino R., Marchesini R., Dosimetry of Gamma Knife and linac-based radiosurgery using radiochromic and diode detectors, Physics in Medicine & Biology, Vol 4, no 4, January 1999, 887-897;
- [54] Yamauchi M., Tominaga T., Nakamuta O., Ueda R., Hoshi M., GAFChromic film dosimetry with a flatbed color scanner for Leksell Gamma Knife Therapy, Medical Physics, Vol. 31, May 2004, 1243-1248;
- [55] Devic S., Seuntjens J., Sham E., Podgorsak E. B., Schmidtlein C. R., Kirov A. S., Soares Ch. G., Praecise radiochromic film dosimetry using a fat-bed document scanner, Medical Physics, Vol. 32, no 7, Julay 2005, 2245-2253;
- [56] Blak A. R., Watanabe S., Physical Parameters of Glow Peaks 4, 5 and 6 in TLD -100 (LiF:Mg), Revista Brasileira de Fisica, Vol 4, no 2, Marz 1974, 283-298;

- [57] Torrens M., Chung C., Chung Hyun-Tai, Hanssens P., Jaffray D., Kemeny A., Larson D., Levivier M., Lindquist Ch., Lippitz B., Novotny J., Paddick I., Prasad D., Chung Ping Yu, Standardization of terminology in stereotactic radiosurgery: Report from the Standardization Committee of International Leksell Gamma Knife Society, J Neurosurg (Suppl 2), Vol. 121, December 2014, 2-15;
- [58] Rojas-Villabona A., Miskiel K., Kitchen N., Jager R., Paddick I., Evaluation of the stability of the stereotactic Leksell Frame G in Gamma Knife radiosurgery, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 17, no. 3, January 2016, 75-89;
- [59] Devic S. et.al. Absorption Spectra Time Evolution of EBT-2 Model GAFCHROMIC film. Med. Phys., Vol. 37, no 5, 2010, 2208-2214;
- [60] Educational Reports Series. Review on Radiation Oncology Physics: The Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, 2003;
- [61] Peszynska-Piorun M, Malicki J, Golusiński W. Doses in organs at risk during head and neck radiotherapy, Radiol Oncol, Vol. 46, no 4, 2012, 328-336;
- [62] Purdy JA. Dose to normal tissues outside the radiation therapy patient's treated volume: a review of different radiation therapy techniques. Health Phys, Vol. 95, 2008, 666-676;
- [63] American National Standard Performance, Testing and Procedural Specifications for thermoluminescence dosimetry. Normy ANSI N545, 1975;
- [64] McKeever S.W.S., Moscovitch M. and Townsend P.D. Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses. Nuclear Technology Publishing, 1995;
- [65] Niewiadomski T. Passive dosimeter characteristics and new development part II. Low dose measurements. Nukleonika Vol. 21, 1976, 1097-1110;
- [66] Niewiadomski T. Zjawisko termoluminescencji w zastosowaniach. IFJ (1987);
- [67] Niewiadomski T. Dozymetria termoluminescencyjna w praktyce. Raport IFJ nr 1550/D (1991);
- [68] Niewiadomski T. Lithium fluoride: Thermoluminescent materials. Ed. D.R. Vij, Prentice Hall, Englewood Cliffs, 1993, 142-180;

- [69] Mack A., Scheib S., Major J., Gianolini S., Pazmandi G., Feist H., Czempiel H., Kreiner H. J., Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery — Determination of Gamma Knife output factors, *Medical Physics*, Vol. 29, 2002, 2080–2089;
- [70] Alfonso R., Andreo P., Capote R., Huq M. S., Kilby W., Kjall P., Mackie T. R., Palmans H., Rosser K., Seuntjens J., Ullrich W., Vatnitsky S., *Medical Physics Letter. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard Fields*, *Medical Physics*, Vol. 35, 2008, 5179–5186;
- [72] Kron T. Thermoluminescence dosimetry and its applications in medicine – part I: Physics materials and equipment. *Australian Physica & Engineering Sciences in Medicine*, Vol. 17, 1994, 175-199;
- [73] Kron T. Thermoluminescence dosimetry and its applications in medicine – part II: History and applications. *Australian Physica & Engineering Sciences in MeFdicine*, Vol. 18, 1995, 1-25;
- [74] Giller C. A., Fiedler J. A., Gagnon G. J., Paddick I., *Radiosurgical Planning: Gamma Trocks and Cyber Picks*, John Willey & Sons, 2009, ISBN 978-0-470-17556-9;
- [75] ICRU Report no. 91 Prescribing, Recording, And Reporting Of Stereotactic Treatments With Small Photon Beams, *Journal of the ICRU*, Vol. 14, No 2, 2014, Oxford University Press, ISSN 1473-6691;
- [76] Konstanty E., *Opracowanie i weryfikacja metody napromieniania całego ciała/szpiku akceleratorem tomoterapii spiralnej*; Rozprawa doktorska; Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu; Wydział Nauk o Zdrowiu Katedra i Zakład Elektroradiologii; Poznań 2013;
- [77] *Managing Patient Dose in Computed Tomography.*, ICRP Publication 8, *Annals of the ICRP* Vol. 30, No 4, Pergamon Press, Oxford.